

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY  
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

**ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**MAPOVÁNÍ OZÁŘENÍ KŮŽE PŘI KARDIOLOGICKÝCH  
ZÁKROCÍCH**

SKIN DOSE MAPPING FOR FLUOROSCOPICALLY GUIDED INTERVENTIONS IN CARDIOLOGY

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

Ondřej Melichar

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

Ing. Martin Mézl, Ph.D.

**BRNO 2021**

# Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Student:** Ondřej Melichar

**ID:** 211669

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2020/21

**NÁZEV TÉMATU:**

## Mapování ozáření kůže při kardiologických zákrocích

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte rešerši lékařského zobrazování pomocí RTG skiaskopie se zaměřením na využití v intervenční kardiologii. 2) Popište základní principy radiační biologie a ochrany pacienta před ionizujícím zářením v průběhu vyšetření. 3) Navrhněte metodiku pro hodnocení možného poškození kůže při akutních kardiologických zákrocích. 4) Implementujte navrženou metodiku s využitím protokolů z jednotlivých měření. Výstupem této implementace budou teplotní mapy, které budou odpovídat dávce záření v rámci daného vyšetření. 5) Proveďte vyhodnocení a srovnání získaných teplotních map pro různá vyšetření na klinickém pracovišti. 6) Diskutujte výsledky práce s ohledem na bezpečí pacienta a možnosti dalšího využití softwaru na klinických pracovištích. Práce vzniká ve spolupráci s FN Hradec Králové.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] JOHNSON, Perry B., et al. Skin dose mapping for fluoroscopically guided interventions. Medical Physics. 2011, 38(10), 5490-5499. DOI: 10.1118/1.3633935. ISSN 00942405.
- [2] TOPOL, Eric J., TEIRSTEIN, Paul S. Textbook of Interventional Cardiology. Elsevier Health Sciences, 7. vydání, 2015. ISBN: 0323388671.

**Termín zadání:** 8.2.2021

**Termín odevzdání:** 28.5.2021

**Vedoucí práce:** Ing. Martin Mézl, Ph.D.

**doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.**  
předseda rady studijního programu

### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## **Abstrakt**

Předmětem práce je analýza problému hodnocení možného poškození kůže během skiaskopicky naváděného zákroku a návrh softwarového řešení pro mapování dávky záření absorbované pacientem po zákroku v intervenční kardiologii. Nástroj je implementován v prostředí Unity. Mapování probíhá pomocí simulace reálného pohybu rentgenky okolo antropomorfního modelu v souběhu se simulovaným ozařováním pomocí paprsků vysílaných z rentgenky. Jako vstupní data slouží záznam ze skiaskopického zobrazovacího systému obsahující údaje o pohybu a aktivitě rentgenky a případně biometrické údaje pacienta v závislosti na použitém modelu. Výstupem je 3D model těla pacienta se zvýrazněnou mírou ozáření pomocí barevné škály, které může sloužit pro včasnou diagnostiku radiační dermatitidy.

## **Klíčová slova**

system mapování dávky, intervenční kardiologie, skiaskopie, antropomorfní model, teplotní mapa, Unity

## **Abstract**

The subject of this work is an issue analysis of possible skin damage inflicted during fluoroscopically guided surgery and design of a radiation dose tracking software for patients undergoing an interventional cardiac surgery. The tool is implemented in Unity 3D engine. Mapping is performed by simulating the X-ray machine movement around an anthropomorphic model in conjunction with simulated irradiation using rays emitted from the X-ray machine. The input data needed for dose tracking compose of radiation dose structured report and patient specific biometrics depending on the anthropomorphic model used. Output data is presented as a heatmap mapped directly onto patient's 3D. This can be used for early diagnostics of radiation dermatitis.

## **Keywords**

dose tracking system, interventional cardiology, fluoroscopy, anthropomorphic model, heatmap, Unity

## **Bibliografická citace:**

MELICHAR, Ondřej. *Mapování ozáření kůže při kardiologických zákrocích*. Brno, 2021. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/134373>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Martin Mézl.

## **Prohlášení**

*„Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Mapování ozáření kůže při kardiologických zákrocích jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.*

*Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.*

V Brně dne: **28. května 2021**

.....  
podpis autora

## **Poděkování**

*Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinu Mézlovi, Ph.D. za trpělivost a cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.*

*Děkuji externímu konzultantovi Mgr. Jaroslavu Stormovi z FN HK za úvod do problematiky řešené v bakalářské práci a konzultace.*

V Brně dne: **28. května 2021**

.....  
podpis autora

# Obsah

<b>1. ÚVOD.....</b>	<b>1</b>
<b>2. LÉKAŘSKÉ ZOBRAZOVÁNÍ SKIASKOPÍÍ V INTERVENČNÍ KARDIOLOGII.....</b>	<b>3</b>
2.1 SKIASKOPIE .....	3
2.2 RIZIKA A OVLIVŇUJÍCÍ FAKTORY .....	5
<b>3. PRINCIPY RADIAČNÍ BIOLOGIE A OCHRANA PŘED IONIZUJÍCÍM ZÁŘENÍM .....</b>	<b>9</b>
3.1 POPISNÉ VELIČINY IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ.....	9
3.2 DETERMINISTICKÉ A STOCHASTICKÉ ÚČINKY IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ.....	10
3.3 MOŽNOSTI OCHRANY .....	10
<b>4. HODNOCENÍ MOŽNÉHO POŠKOZENÍ KŮŽE.....</b>	<b>12</b>
4.1 RADIOLOGICKÝ FANTOM.....	12
4.2 POHYB A MÓD RENTGENKY .....	12
4.3 ANTROPOMORFNÍ MODEL.....	15
4.4 MAPOVÁNÍ DÁVEK RENTGENOVÉHO ZÁŘENÍ.....	15
<b>5. PRAKTICKÁ ČÁST.....</b>	<b>17</b>
5.1 PLANÁRNÍ MODEL .....	17
5.2 PROSTOROVÝ MODEL .....	18
<b>6. ZMĚNA PROSTŘEDÍ.....</b>	<b>20</b>
6.1 PACIENTSKÝ MODEL.....	20
6.2 RENTGENKA A DETEKTOR .....	22
6.3 HLAVNÍ MENU .....	23
<b>7. ZHODNOCENÍ VÝSTUPŮ .....</b>	<b>25</b>
<b>8. DISKUSE .....</b>	<b>29</b>
<b>9. ZÁVĚR.....</b>	<b>30</b>



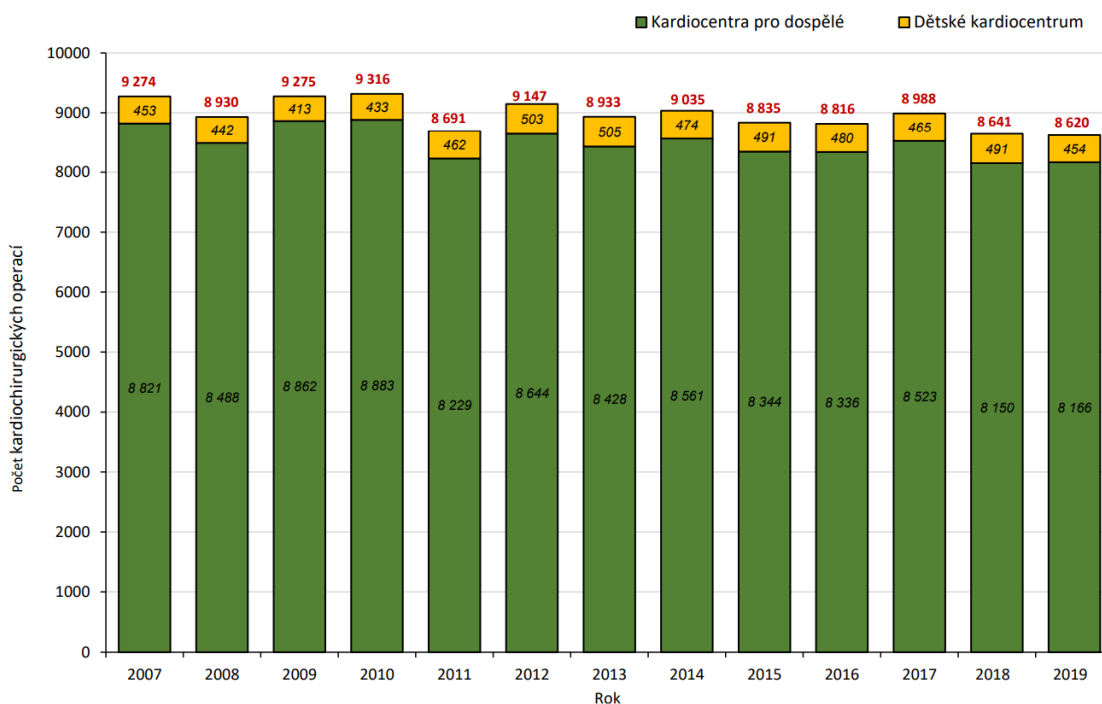
## Seznam obrázků

Obrázek 1: Souhrn počtu provedených kardiokirurgických operací v letech 2007-2019 v ČR, převzato z [21] .....	1
Obrázek 2: Schéma skiaskopické zobrazovací soustavy, převzato z [22] .....	3
Obrázek 3: Porovnání fyzikálního zvětšení a poměru dávek, převzato z [23] .....	7
Obrázek 4: Porovnání zdrojů ionizujícího záření, převzato z [24] .....	10
Obrázek 5: Část zprávy ze skiaskopického systému [25] .....	12
Obrázek 6: Možnosti posunu rentgenky (ve schématech dole) a detektoru v obou osách kolem pacienta [26] .....	14
Obrázek 7: Teplotní mapa vzniklá z planárního modelu [27] .....	18
Obrázek 8: Ilustrační obrázek prostorového modelu [28] .....	19
Obrázek 9: Porovnání kolizního povrchu (vlevo) a viditelného povrchu (vpravo) [29] .....	21
Obrázek 10: Použité modely Y Bot (vlevo) a X Bot (vpravo) [30] .....	21
Obrázek 11: Schéma vývojového diagramu programu [31] .....	22
Obrázek 12: Přehled nabídek nástroje (Hlavní menu, Data, Inspect a Settings) .....	24
Obrázek 13: Teplotní mapa na výstupu programu (přebarvené pozadí, kvůli tisku) [32] .....	25
Obrázek 14: Vývoj PSD v čase operace (graf v programu) [33] .....	26
Obrázek 15: Porovnání teplotních map u různého zobrazení (PA vlevo, AP vpravo) [34] .....	26
Obrázek 16: Srovnání teplotních map u zákroků se vzestupně seřazenou celkovou dávkou na kůži a PSD (1-6) .....	27
Obrázek 17: Graf znázorňující klesající podíl PSD vůči celkové dávce .....	27
Obrázek 18: Porovnání vývoje PSD mezi několika zákroky o různé celkové dávce na kůži [35] .....	28

# 1. ÚVOD

Práce se zabývá problémem možného poškození kůže v důsledku použití RTG záření při skiaskopicky naváděných zákrocích. Skiaskopie, tedy kontinuální rentgenové snímkování, umožňuje zobrazení vnitřních tkání v reálném čase. Konkrétně v intervenční kardiologii se využívá k nalezení neprůchozích úseků v koronárních tepnách a navádění nástrojů do místa zákroku. Při nadměrném použití RTG záření vzniká riziko poškození kůže pacienta, jako např. radiační dermatitida, nebo v extrému nekróza tkáně. Proto je v této oblasti potřeba kontrolních mechanismů a případné včasné diagnostiky, které zamezí trvalým následkům.

Počet provedených kardiologických operací v České republice se pohybuje kolem 9000 za rok (viz Obrázek 1). Většina z těchto operací je plánovaných. Nejčastějšími výkony jsou aortokoronární bypass a výkony na chlopních. [1][1] Indikací pro tyto výkony je nejčastěji ischemie srdce, způsobená aterosklerózou v jedné z koronárních tepen, kterou je možno vyřešit buďto implantací stentu, nebo aortokoronárním bypasselem. Mezi faktory zvyšující riziko aterosklerózy patří: vysoký krevní tlak, cholesterol, kouření, diabetes mellitus, obezita a nedostatek pohybu. Onemocnění srdce patří mezi jednu z civilizačních chorob a dá se tedy čekat nárůst výkonů v této oblasti, protože je nutné omezit rizika s léčbou této choroby spojená. Jedním z takových rizik je využití RTG k navigaci při zavádění stentu do koronárních tepen.



**Obrázek 1: Souhrn počtu provedených kardiochirurgických operací v letech 2007-2019 v ČR, převzato z [1]**

Skiaskopické přístroje ukládají data o průběhu zobrazování během zákroku, jako pozice rentgenky, pozice detektoru, intenzita záření. V této práci se zabývám možností využití těchto dat pro rekonstrukci ozářovacího procesu, díky které lze určit míru ozáření v jednotlivých částech těla, čímž lze lépe posoudit možné poškození kůže.

Práce probíhala ve spolupráci s FN Hradec Králové. Komunikoval jsem s personálem radiologické kliniky. Z konzultací vznikla základní definice problému, jeho následná analýza a konzultace praktické implementace. Radiologická klinika poskytla skiaskopická data z přístrojů používaných v nemocnici (Siemens Artis zee), která jsem využil při testování programu.

Praktická část se zabývá implementací programového zpracování dostupných dat ze skiaskopických přístrojů. Výstupem programu je 3D grafický model se zvýrazněním míry ozáření na barevné škále (teplotní mapa).

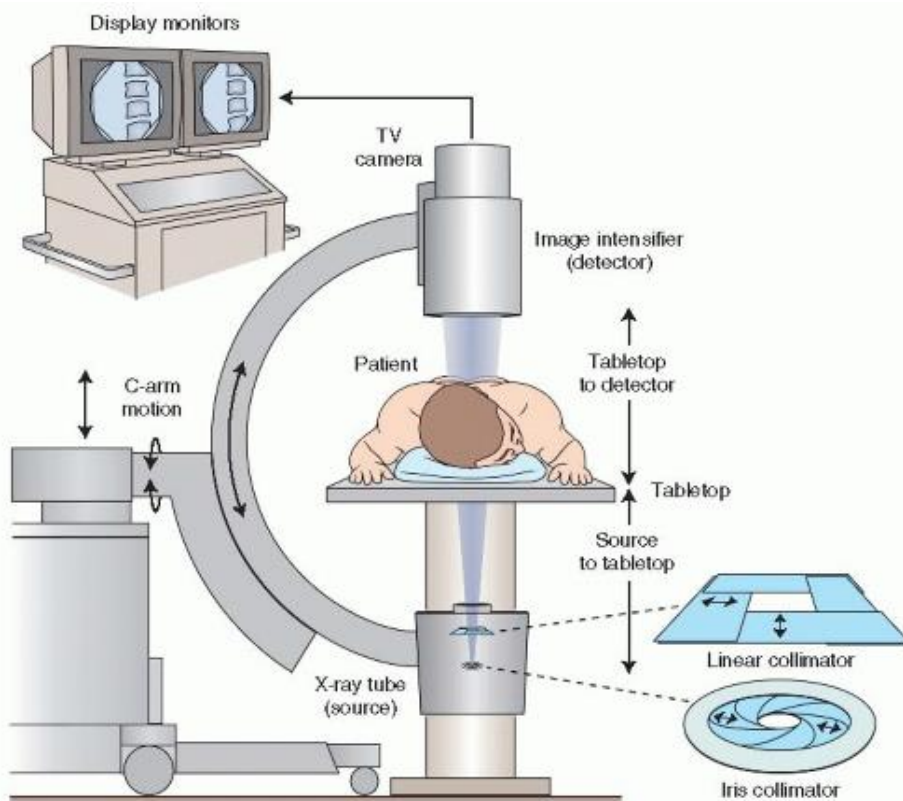
## 2. LÉKAŘSKÉ ZOBRAZOVÁNÍ SKIASKOPIÍ V INTERVENČNÍ KARDIOLOGII

Dynamické rentgenové zobrazování se v medicíně používá ke sledování dynamických dějů, jako např.: peristaltiky trávicího traktu, dýchacích pohybů, nebo srdeční akce. Jedná se o obzvláště užitečnou metodu při málo invazivních zákrocích pro navádění nástrojů nebo pro umístění implantátů. [2]

### 2.1 Skiaskopie

Samotná skiaskopie je v základu neinvazivní a z pohledu vybavení poměrně nenáročná metoda, kterou lze podle potřeb modifikovat, čímž se zvýší informační výtěžnost, ale i náročnost provedení. Skiaskopická zobrazovací soustava se skládá z rentgenky a jejího zdroje, primární clony, speciálního patientského stolu, sekundární clony a detektoru záření (viz Obrázek 2).

Při zákroku leží pacient nehybně na speciálním lůžku, které je zhotoveno z materiálu, jež málo tlumí svazek RTG záření. Rentgenka a detektor záření jsou umístěny na protilehlých koncích otočného ramene, které umožňuje jejich pohyb po kulové ploše okolo pacienta. Během zobrazování generuje rentgenka svazek RTG záření, který putuje skrz stůl a tělo pacienta, kde dochází k interakcím s tkání, do detektoru záření. Interakce ve tkáni mají za následek zeslabení svazku v jeho určitých částech, podle druhu, tloušťky a umístění tkáně. Záření, které prostoupí tělem je detekováno a vzniklý vypočtený obraz je zobrazen na monitoru.



Obrázek 2: Schéma skiaskopické zobrazovací soustavy, převzato z [2]

„V průběhu provádění výkonu je k navádění instrumentária používán skiaskopický mód. Pro zobrazení sycení koronárních tepen kontrastní látkou je používán kino mód, někdy nazýván akviziční mód, případně skiagrafický mód. Obecně se tyto módy od sebe odlišují v přednastavených expozičních parametrech, kterými jsou napětí (kV), proud rentgenky (mA), délka pulzu (ms), velikost ohniska a přídavné filtrace – prefiltrace (mm Cu).“ [3]

Rentgenka slouží k tvorbě rentgenového záření nutného jako zdroj energie pro vznik obrazu. Skládá se z vakuové trubice s beryliovým oknem a obklopené stíněním, ve které je umístěna katoda se žhavicím vláknem a anoda s wolframovým štítem. Geneze záření probíhá žhavením vlákna na katodě, čímž dochází k uvolnění elektronů. Tyto díky rozdílnému napětí mezi elektrodami putují k anodě, kde za vzniku tepla interagují s materiálem štítu. Podle dráhy letu elektronu v atomu může docházet ke dvěma různým interakcím vedoucím ke vzniku rentgenového záření.

První možností je tzv. brzdné záření. Elektron je průletem kolem jádra atomu zpomalen a energie je vyzářena. Množství energie závisí na vzdálenosti průletu elektronu od jádra atomu, přičemž čím je průlet těsnější, tím více energetického záření vzniká. Maximální energie je uvolněna při pohlcení elektronu jádrem a odpovídá hodnotě napětí mezi elektrodami. [4]

Druhou možností je charakteristické záření. Zde se jedná o interakci letícího elektronu s elektronovým obalem atomu. Přilétající elektron vyrazí elektron na jedné z nižších (dostatečné energetických) slupek atomu, a ten je poté nahrazen elektronem z vyšší slupky za vyzáření energie. [4]

Kombinací obou způsobů vzniku rentgenového záření je spojitě spektrum energií s vrcholy charakteristickými pro materiál anodového štítu. Záření poté opouští rentgenku skrze okno.

Další na cestě záření je primární clona, která slouží k utvrzení svazku z důvodu nepoužitelnosti nízkých energií pro vznik obrazu, protože by došlo k jejich pohlcení ve tkáni. Toto je jedno z opatření, kterým lze omezit dávku předanou pacientovi.

V dráze následuje patientský stůl, který je zhotoven z materiálu, který co nejméně tlumí svazek záření (např. uhlíková vlákna).

K hlavní změně struktury svazku dochází při průchodu pacientem při interakcích s tkání. O kolik daný paprsek záření utlumí, závisí přitom na součiniteli útluhu konkrétní tkáně. V oblastech těla, kde je tkáň homogenní a byly by tak obtížně rozlišitelné anatomické struktury, se využívá kontrastních látek. To jsou sloučeniny, které mají jiný součinitel útluhu než tkáň a tím zviditelní oblast aplikace oproti pozadí. Typickým příkladem aplikace je zjištění průchodnosti gastrointestinálního traktu nebo cév.

Po průchodu záření pacientem je rozptýlené záření odfiltrováno pomocí sekundární clony, aby nevytvářelo iluzorní objekty ve výsledném obrazu. Toto opatření zvyšuje dávku pacientovi, ale zkvalitňuje získaný obraz.

Posledním krokem v tvorbě skiaskopického obrazu je detekce prošlého záření a digitalizace obrazu. Detekce může být přímá, nebo nepřímá. Přímá využívá polovodičových materiálů, ve kterých dochází k fotoelektrickému jevu. U nepřímé detekce je potřeba scintilační vrstva, kde dochází ke konverzi RTG záření na viditelné světlo, které je poté detekováno. Dnes se nejčastěji používají CCD nebo CMOS senzory a flat panely. Pro skiaskopii je v tomto ohledu významný čas od zachycení záření k zobrazení a také čas pro opětovnou akvizici, z důvodu plynulosti obrazu pro navádění během zákroku. Plynulý obraz, ovšem vyžaduje vysokou frekvenci snímkování a tím, častější ozařovací pulzy a zároveň vyšší celkovou dávku ozáření. Vyšší kvalita obrazu a

tím lepší vlastnosti pro navádění nástrojů jsou vykoupeny vyšší dávkou pro pacienta. V současné době je systém varující před vysokou mírou ozáření, založen pouze na celkové vyzářené dávce. Pokud by existoval systém zohledňující absorbovanou dávku v konkrétním místě, umožnilo by to lépe posoudit dávkové zatížení pacienta.

Podle národních radiologických standardů jsou na RTG přístroje používané pro výkony v intervenční kardiologii kladeny následující nároky [5]:

- možnost automatického nastavení velikosti RTG svazku dle velikosti receptoru obrazu
- vybavenost automatickou regulací dávkového příkonu
- schopnost zobrazovat celkovou hodnotu součinu kermu a plochy

Pro nově instalovaná RTG zařízení platí navíc:

- nutnost vydávat zvukové upozornění po každých pěti minutách skiaskopického času
- vybavenost funkcí last-image-hold (na monitoru je uchován poslední snímek po přerušení zobrazování)
- schopnost zobrazovat referenční kermový příkon ve vzduchu při skiaskopii i v kino módu (hodnota musí být zobrazena po sepnutí expozičního spínače)
- schopnost zobrazovat celkovou hodnotu kermu ve vstupním referenčním bodě pacienta; neplatí pro nestacionární zařízení (C-ramena)
- vybavenost minimálně dvěma skiaskopickými režimy (normálním a nízkým), které se liší dávkovým příkonem ve vzduchu – hodnota v nízkém režimu nesmí překročit 50% hodnoty v normálním režimu
- možnost exportovat data o dávkách, dostatečná pro rekonstrukci skutečné dávky na kůži z překrývajících se polí záření, případně vybavenost softwarem na automatickou rekonstrukci dávkové distribuce na kůži; neplatí pro nestacionární zařízení (C-ramena)
- disponovat možností vyjmout protirozptylovou mřížku při použití v pediatrické kardiologii

## 2.2 Rizika a ovlivňující faktory

Je nutné si uvědomit, že řešení problému akutního srdečního selhání má vždy prioritu před dodržováním ochranných norem pro skiaskopické zobrazování. Na druhou stranu účelným použitím RTG zobrazování je možné se vyhnout obtížím, mezi něž patří radiační dermatitida, nebo v extrému i nádorová onemocnění. [2] Důležité je správné nastavení rentgenky z pohledu množství a tvrdosti záření (většinou automatické) vzhledem ke konstituci pacienta.

„Množství záření dopadajícího na receptor obrazu je v prvním kroku regulováno proudem rentgenky, který se s narůstající tloušťkou pacienta zvyšuje. Čím vyšší proud, tím je produkováno více fotonů, a tím více fotonů dopadá na receptor obrazu. Současně s proudem se zvyšuje i délka pulzu (expoziční čas pro jeden pulz). Není-li ani tak množství fotonů dopadajících na receptor obrazu dostatečné, pak dochází ke zvýšení napětí, které je spojeno i se změnou filtrace.“ [3]

Nastavení jak primární, tak sekundární filtrace je pro kvalitu obrazu i adekvátní dávku pacientovi zásadní. Primární plná clona slouží k utvrzení svazku odfiltrováním fotonů nízkých energií, které by pacientem neprošly, ani by se nepodílely na tvorbě obrazu a pouze by zvyšovaly dávku pacientovi. Detektorová automatika se snaží tímto způsobem

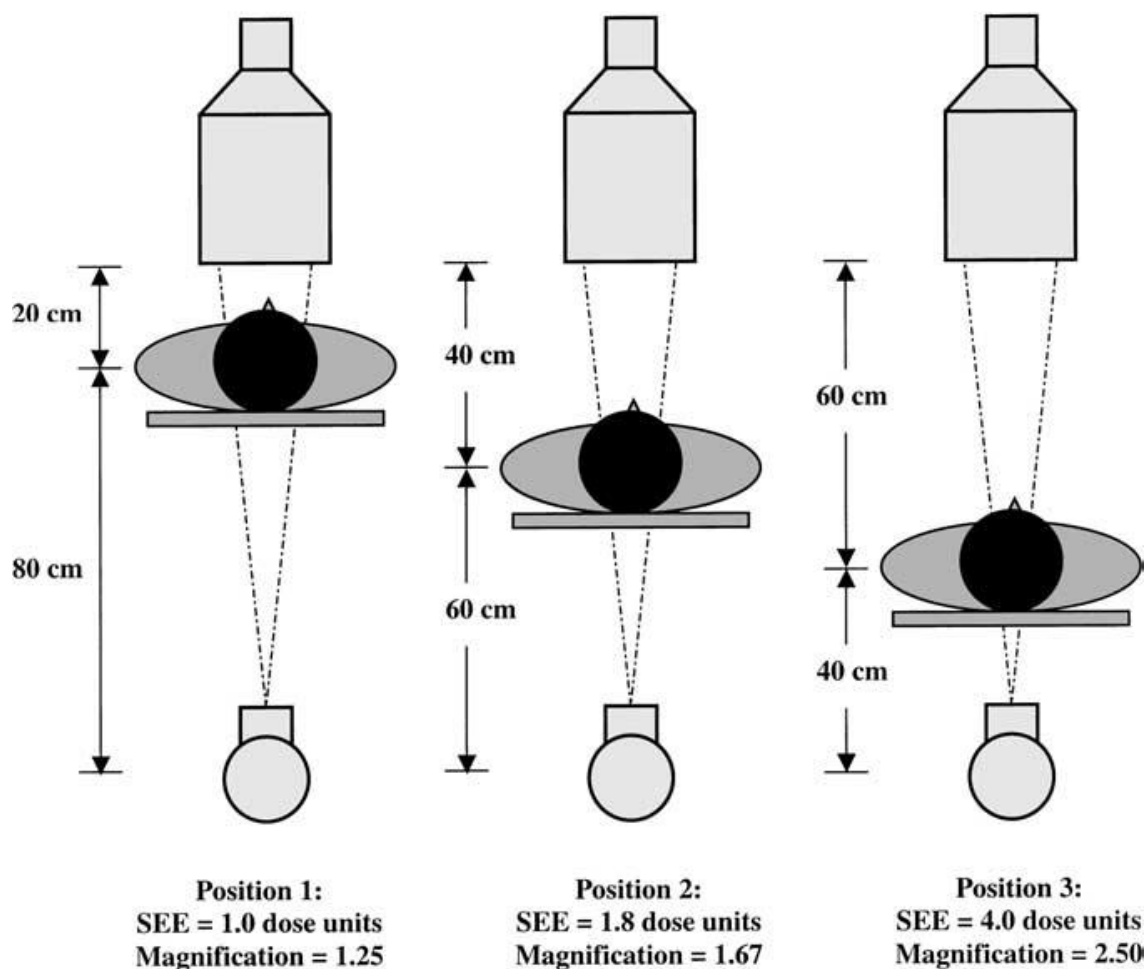
pokles kontrastu v obraze kompenzovat zvýšením produkce elektronů v rentgence. Konečná bilance tedy znamená snížení dávky, ale také zhoršení kvality obrazu, kterou lze ovšem kompenzovat softwarovými úpravami. Naopak sekundární clona tvoří septum, které filtruje rozptýlené fotony vycházející z pacienta. Tím se obraz očistí od šumu, ale pro zachování expozice je zvýšen proud rentgenky a dochází ke zvýšení dávky. [3]

Dále je pro omezení dávky zásadní použití vhodného módu. „Hlavní rozdíl mezi skiaskopickým modelem a kino modelem je v proudu použitém na jeden pulz. U skiaskopie se hodnoty proudu pohybují v rozmezí 100–200 mA, zatímco v kino módu se používají i hodnoty 900 mA. Pro nové angiografické systémy uvádějí výrobci maximální hodnotu proudu v kino módu až 1 000 mA (Siemens Artis zee; Philips AlluraClarity). Dávky na jeden obraz pořízený při skiaskopii a v kino módu se pak mohou lišit 5–10x.“ [3] Kino mód se vyznačuje vyšší plynulostí obrazu a menším zpožděním, než skiaskopický mód. Rozdíl je ovšem i v kvalitě obrazu a je nutné balancovat využití různých módů v závislosti na charakteru zákroku.

Nejjednodušší metodou k omezení dávky je snížení doby skiaskopie, ta je ovšem závislá na náročnosti výkonu, nástrojovém vybavení a zkušenostech operátora. Lze ale využít funkcionality moderních skiaskopických přístrojů – last image hold (uchování posledního snímku na monitoru). Ta dovoluje operátorovi promyslet postup bez kontinuálního ozařování pacienta.

Další možností je snížení počtu snímků za vteřinu, tedy použití pulsní skiaskopie namísto kontinuální. Zde ovšem nedochází k očekávanému snížení dávky přímou úměrou, protože by došlo k zavedení šumu do obrazu kvůli nedostatku fotonů dopadajících na detektor, který je kompenzován zvýšením proudu rentgenky.

Velký podíl na celkové dávce má použité zvětšení zobrazování. To spočívá v umístění patientského stolu blíže k rentgence, což vede ke zvětšení obrazu v důsledku rozbíhavosti paprsků, které nejdříve projdou pacientem a poté mají větší dráhu, během které se navzájem vzdalují. To obrazu zvětší, ale zároveň do něj zavede prostorovou neostrost a hlavně díky koncentraci svazku do menší plochy dojde k vyššímu nárůstu absorbované dávky v konkrétním místě (viz Obrázek 3). [3]



**Obrázek 3: Porovnání fyzikálního zvětšení a poměru dávek, převzato z [3]**

Eventuální metodou je úprava směru zobrazení otočením rentgenky a detektoru kolem pacienta a tím rozložení dávky v prostoru. Zde je problém ve změně perspektivy zobrazování, v prozařování většího objemu a zároveň omezení prostoru kolem operačního stolu, což komplikuje přístup nemocničního personálu a může vést ke zvýšení dávky jím obdržené.

V pediatrii může být použitelnou metodou i odstranění sekundární clony, kde díky poměrně menší dráze fotonů tělem neprobíhá takové množství interakcí, aby došlo ke znehodnocení obrazové informace.[6]

Naopak pro zvýšení kontrastu v obrazu se využívá nástřiku (injekční aplikace) kontrastní látky – v případě koronární angiografie do věnčitých tepen. Tyto navíc usnadňují sledování dynamických dějů, čehož se využívá pro lokalizaci trombů v krevním řečišti. Podle propustnosti rentgenového záření se tyto látky rozlišují na dva typy. [7]

Pozitivní pohlcují záření lépe než okolní tkáň. Pro vyšetření gastrointestinálního traktu se používá síran barnatý a na zobrazení cév sloučeniny jódu. Tyto sloučeniny jsou vhodné kvůli poměrně vysokému protonovému číslu prvků v nich obsažených a zároveň i díky tomu, že nejsou toxické.

Oproti tomu negativními kontrastními látkami záření snadno prostupuje. Často se využívají v kombinaci s pozitivními látkami jako tzv. dvojkontrastní vyšetření.



Příkladem může být methylcelulóza, používaná na vyšetření tenkého střeva, nebo různé plyny.

Časté je také využití subtrakční angiografie, při které je nejprve snímkována oblast před aplikací kontrastní látky, následně je proveden nástřik a poté jsou od sebe vzniklé snímky odečteny, čímž zůstane v obraze pouze oblast obsahující kontrastní látku. Tato metoda je ovšem při použití u koronárních tepen značně rušena přítomností pohybových artefaktů z činnosti srdce a dýchání. [8]

### 3. PRINCIPY RADIAČNÍ BIOLOGIE A OCHRANA PŘED IONIZUJÍCÍM ZÁŘENÍM

K poškození tkáně ionizujícím zářením (IZ) dochází předáním energie vedoucí k ionizaci atomů. Může docházet k přímému poškození tkáně, nebo k nepřímému prostřednictvím tvorby radikálů vznikajících radiolýzou vody. [9] V zasažené tkáni je poté možný v zásadě trojí průběh: poškození může být opraveno; může dojít k apoptóze (z důvodu nevratného poškození či nemožnosti dělení); nebo v případě poškození DNA může dojít k přenosu chyby do další generace buněk, což může mít v budoucnu za následek rakovinotvorné bujení. [4]

#### 3.1 Popisné veličiny ionizujícího záření

##### Vlnová délka, energie

Hlavní veličinou popisující vlastnosti IZ je jeho vlnová délka a na ni navázaná energie. RTG záření se pohybuje na nízkoenergetickém okraji IZ, nicméně kumulovaná dávka stále představuje nebezpečí.

Další významnou vlastností je tvrdost záření, která rámcově definuje energetické složení daného svazku záření, což ovlivňuje jeho průchodnost, která je důležitá pro správný kontrast ve výsledném obrazu. Tvrdost je ovlivněna nastavením rentgenky a primárním filtrem následujícím za rentgenkou. Běžný rozsah bývá od 20 do 150 keV.

##### Absorbovaná dávka

Energie z IZ pohlcená tkání je hodnocena veličinou „absorbovaná dávka“, která má jednotku gray [Gy] definovanou jako 1 joule energie absorbovaný na 1 kilogram tkáně.

##### Kerm (Kinetic Energy Released in Mass)

Absorbované dávce je příbuzná tzv. kerma, která je součtem energie absorbované tkání v daném místě a energie uniklé v důsledku sekundární ionizace v daném místě. Jednotkou je taktéž gray.

##### Ekvivalentní dávka

Ke kvantifikaci možného poškození tkáně slouží ekvivalentní dávka s jednotkou sievert [Sv], která zohledňuje typ absorbovaného záření. Různé druhy záření představují pro tělo rozdílné úrovně nebezpečí. Jednotka sievert je vypočtena jako absorbovaná dávka vynásobená váhovým faktorem specifickým pro konkrétní typ záření (pro RTG hodnotou 1). [4]

Stejně tak jako druh záření je pro určení závažnosti ozáření relevantní i radiosenzitivita zasažené tkáně. Stejná absorbovaná dávka tak může v různých tkáních vést k rozdílně závažným účinkům. Zvláště citlivé bývají tkáně, ve kterých dochází k rychlému buněčnému dělení, např.: kostní dřev, gonády nebo střevní epitel.

## 3.2 Deterministické a stochastické účinky ionizujícího záření

Zranění či onemocnění způsobené IZ se dělí na deterministické a stochastické. Pro oba druhy je společná rostoucí závažnost vzhledem k rostoucí ekvivalentní dávce. Oba typy se však liší v pomyslném tvaru této křivky.

Deterministické účinky se projevují po překročení prahové dávky. Ta je nižší u tkání, které se často dělí. Klíčová pro účinek je také velikost zasažené plochy. Při celotělovém ozáření dávkou vyšší než 1 Gy se může u pacienta projevit nemoc z ozáření. Takové dávky na celé tělo se v lékařské diagnostice ani terapii nedosahuje (viz Obrázek 4). Lokální ozáření vyššími dávkami může mít také závažné důsledky, např. ozáření gonád u mužů může vést k dočasné či permanentní ztrátě fertility. U žen v těhotenství může při ozáření plodu dojít v závislosti na jeho vývojovém stádiu ke komplikacím.

Pro intervenční kardiologii je zásadní riziko vzniku radiační dermatitidy. Ta vzniká při ozáření dávkou vyšší než 4–5 Gy. Projevuje se i po několika týdnech otokem, ztrátou ochlupení, nebo puchýři (symptomy se podobá popáleninám). [10], [11]**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** Nebezpečí představuje infekce poškozené pokožky.

Naopak stochastické účinky nemají pevnou hranici výskytu, jeho pravděpodobnost pouze roste s vyšší dávkou. Mohou představovat významné riziko pro personál, který je záření vystavován opakovaně i řadu let. [12]**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**, [13]

Obrázek 4: Porovnání zdrojů ionizujícího záření, převzato z [4]

## 3.3 Možnosti ochrany

První princip ochrany se zabývá užitek dané diagnostické, nebo terapeutické aplikace záření. Ta by vždy měla převyšovat negativa spojená s ozářením. Mělo by být zváženo, zda nelze stejnou informaci získat jinou diagnostickou metodou (např. magnetická rezonance nebo ultrazvuk). Zároveň by mělo správně probíhat sdílení diagnostických dat mezi lékařskými pracovišti, aby se předešlo opakovanému snímkování. [3]

Druhý princip řeší rozložení dávky v čase a prostoru. Tkáň je schopná snést vyšší dávku, když je rozložena do delšího časového úseku. V kombinaci se změnou dráhy

paprsku tak, aby ozařovala jinou část tkáně, lze takto šetřit tkáň během výkonu. Toto pravidlo je možné aplikovat spíše u terapeutického ozařování.

Třetí princip aplikuje zákon převrácených čtverců na intenzitu IZ. Ta klesá s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje. U skiaskopie je to důvodem, proč se patientský stolek umisťuje co nejbližší k detektoru.

Poslední princip se zaměřuje na stínění záření. To je zeslabováno průchodem látkou v závislosti na typu záření, atomovém čísle materiálu a jeho tloušťce. Proto je ve většině případů používáno posterior-anterior (PA) zobrazení, během kterého je rentgenka umístěna za pacientem pod lůžkem, kde je snadnější odstínit rozptýlené záření. Při ozařování je možné také využít olověné krytí pro odstínění rozptýleného záření. [3], [4] Dle národních radiologických standardů je personál nacházející se během expozice ve vyšetřovně povinen využít osobní ochranné prostředky. U pacienta je tato povinnost pouze v případě, že ochranné prostředky negativně neovlivní kvalitu obrazu a jejich použití povede ke snížení dávky. Zároveň nesmí při použití automatické regulace dávkového příkonu zasahovat do primárního svazku záření, protože by docházelo ke zvýšení dávkového příkonu. Typ použitých ochranných prostředků jak personálem, tak pacientem závisí na druhu prováděného výkonu, velikosti pacienta a konkrétním postupu. Standardně používanými prostředky jsou zástěry, rukavice a ochranné brýle. [5]

## 4. HODNOCENÍ MOŽNÉHO POŠKOZENÍ KŮŽE

Pro správné rozhodnutí o případném terapeutickém postupu následujícím po ozáření je nutné znát velikost ozářené plochy a míru ozáření. V některých případech může být zásadní i místo ozáření, např. u těhotných žen. Velikost ozářené plochy se odvíjí od míry zvětšení a velikosti detektoru. Míra ozáření závisí na době ozařování a použitém módu a nastavení rentgenky. Místo ozáření se mění v závislosti na vzájemné pozici rentgenky a detektoru.

Informace o průběhu skiaskopického zobrazování ukládá přístroj do logu. Zpráva je rozdělena do jednotlivých zobrazovacích scén a obsahuje údaje o pozici a nastavení skiaskopického systému (viz Obrázek 5). V praktické části využívám těchto dat pro rekonstrukci skiaskopického ozařování a jeho mapování na 3D model.

Time	X-ray scene
14:58	Plane: A RAO/LAO angle [°]: RAO 70,2 Cran./Caud. angle [°]: CD 0,3 SID [cm]: 115,4 Magnification [%]: 153 Mode: CARD Tube voltage [kV]: 125.0 Tube current [mA]: 500,9 Frame rate [fps]: 15.00 Pulse width [ms]: 12,5 Time of scene [s]: 2,5 Focus: large Detector size [cm]: 26 Area dose [cGycm <sup>2</sup> ]: 307,98 Skin dose [mGy]: 33,64 Cu filter [mmCu]: 0,1 Number of frames [Frames]: 38 Series number: 18

Obrázek 5: Záznam ozařovací scény ze zprávy ze skiaskopického systému [5]

### 4.1 Radiologický fantom

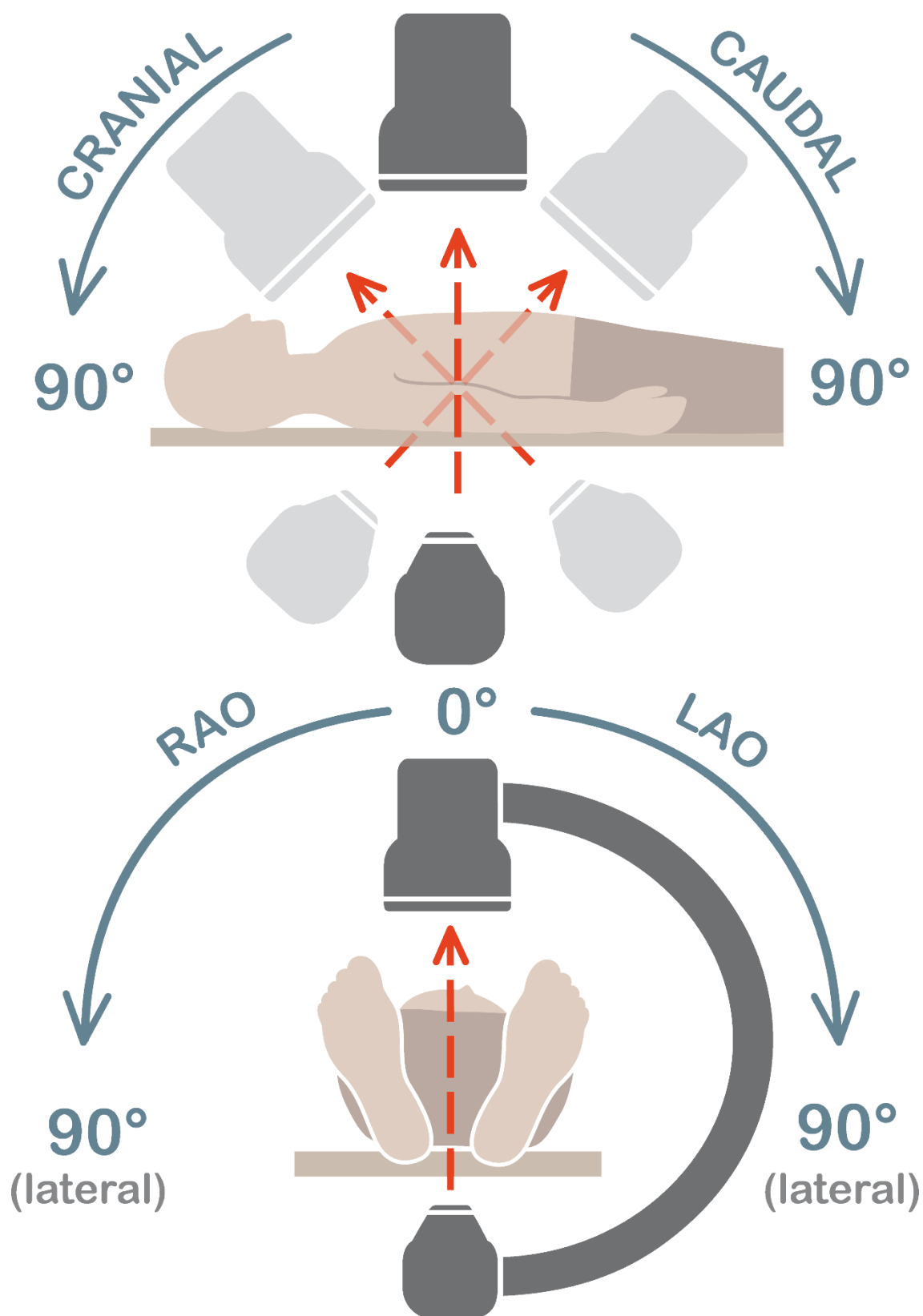
V minulosti se využívalo fantomů (umělých figurín) pro reálnou rekonstrukci skiaskopického ozařování, ke zjištěných možných vedlejších účinků způsobených absorpcí nadměrné dávky.

Dnes se jich využívá na testování a kalibraci přístrojů pracujících s IZ. Jedná se o umělé napodobeniny těla, u kterých je snaha o co nejlepší aproximaci anatomie a absorpčních vlastností tkání (hmotnostní součinitel útlu, tloušťka, homogenita). Kvůli srovnatelnosti fantomového experimentu s reálným zobrazováním je nutné, aby materiál, z něhož je fantom vyroben, vykazoval podobné množství a typ interakcí se zářením, k jakým dochází v těle pacienta. Často se pro zhotovení fantomu využívá voda, jelikož je snadno dostupná a absorpčními vlastnostmi se příliš neliší od svalové a tukové tkáně. Dále je možno využít komerčních produktů, které se většinou vyrábějí z polymethylmethakrylátu, polystyrenu, nebo epoxydové pryskyřice. Zároveň jsou v objemu fantomu rozmístěny ionizační komůrky, které slouží ke zjištění míry absorbované dávky v daném místě. Z tohoto měření je pak možno konstruovat izodózní graf, který zobrazuje dávku v dané vzdálenosti a směru od zdroje. [14]

### 4.2 Pohyb a mód rentgenky

Dvojice rentgenka-detektor mají možnost se ve standardní kompozici pohybovat kolem pacienta po sférické ploše v protilehlých pozicích. Předpokladem je, že střed sféry se nachází uprostřed pacientova hrudníku. Poté je směr zobrazování určen několika parametry z pohledu rentgenky. Prvním parametrem je vzdálenost ohniska rentgenky od

detektoru, ta je zároveň průměrem pomyslné sféry. Dalším parametrem je výchozí směr zobrazování, který určuje počáteční pozici rentgenky před (anterior-posterior, AP), nebo za pacientem (posterior-anterior, PA). Směr pohybu rentgenky se pak měří v úhlech ve dvou na sebe navzájem kolmých rovinách. První rovina je kranio-kaudální, tedy směr natočení rentgenky k hlavě, nebo břichu. Druhá rovina označuje směr natočení rentgenky k pravému, nebo levému boku pacienta (viz. Obrázek 6).



**Obrázek 6: Možnosti posunu rentgenky (ve schématech dole) a detektoru v obou osách kolem pacienta [6]**

Postavení rentgenky a detektoru se během zákroku mění a sekvence zobrazení závisí na konkrétním zákroku. Mezi nejčastější pozice pro zobrazení pravé koronární tepny patří jednoduchá rotace v transverzální rovině. Naopak pro vyšetření levé koronární tepny se využívá i angulace v sagitální rovině a navíc levé kolmé zobrazení. Orientaci ve snímku usnadňuje pozice páteře (transverzální rovina) a přítomnost, nebo nepřítomnost stínu bránice (sagitální rovina). [15]

Módem rentgenky je rozuměna přednastavená kombinace parametrů, především šířka pulzů a počet snímků za vteřinu. Tyto mají vliv na kontrast ve výsledném obraze. Součástí mohou být také přídatné funkce, jako je uložení poslední sekvence obrazů, která výrazně pomáhá šetřit časem, kdy je pacient ozařován. [16]

### 4.3 Antropomorfní model

Pro úspěšnou rekonstrukci ozařovacího procesu je třeba virtuálního 3D modelu, který tvarově a velikostně odpovídá tělu pacienta. Na něm je pak možno simulovat ozařovací proces a pomocí průsečnic virtuálních paprsků s modelem označovat ozářená místa a podle dalších parametrů konkrétní skiaskopické scény určovat dávku.

Hlavním kritériem pro výběr vhodného antropomorfního modelu je nepochybně přesnost zobrazení ozářených ploch vůči realitě. Zde je míra kvality modelu intuitivní, neboť čím více se model podobá pacientovi, tím přesnější bude zobrazení. Největší přesnosti by teoreticky dosahoval přesný model pacienta, jaký by bylo možné získat např. z tomografických dat daného pacienta. Na opačném konci spektra by byl jednoduchý eliptický model, který by nebyl přizpůsobený rozměrům pacienta. Výhodou aplikace v intervenční kardiologii je možnost zanedbání končetin a hlavy modelu, protože tyto většinou nebudou v ozařované oblasti a účinky na nich budou vždy druhořadé k těm na trupu. Podle studie [10] má individuální konstrukce modelu zásadní vliv na přesnost hlavně u pacientů, kteří se pohybují na okraji váhového spektra. [11]

Neméně důležitým faktorem je ale i obtížnost získání individuálních patientských parametrů ke konstrukci modelu z pohledu workflow. Tento faktor je vlastně přímo úměrný kvalitě modelu. Například pokud pacient dříve podstoupil CT vyšetření, pak je možné využít data z tohoto vyšetření pro konstrukci kvalitního modelu. Zůstávají tedy možnosti vybrat podobný model z nějaké dostupné knihovny, nebo změření několika snadno dostupných parametrů pro konstrukci primitivního, ale individuálního modelu. Jelikož je potřebný pouze model trupu, tak se jako dobrý parametr jeví obvod hrudníku a břicha, případně jejich šířka a hloubka v kombinaci s výškou trupu.

Dalším faktem je, že předoperační konstrukce modelu a tedy i měření metrik by bylo nutné pouze při mapování v reálném čase. Pro pozámkrovou analýzu by bylo možné zjištění patientských parametrů až po operaci při podezření na překročení dávky. [11]

Posledním kritériem je výpočetní náročnost jak pro konstrukci modelu (méně důležitá, protože je možné ji provést v předstihu), tak pro zobrazení ozářených ploch na modelu. Toto může představovat překážku u mapování v reálném čase, ale při pozámkrové analýze by nemělo hrát roli.

### 4.4 Mapování dávek rentgenového záření

Pro správné určení pozice ozářené plochy na těle je potřeba znát výchozí pozici rentgenky. Ta společně s úhly otočení rentgenky určí průsečnici tělem pacienta spojující rentgenku s detektorem.



Poté je použit zákon převrácených čtverců ke zjištění velikosti plochy. Výpočtem poměru mezi vzdáleností rentgenky od detektoru a od kůže pacienta získáme koeficient, kterým podělíme velikost strany detektoru a zjistíme stranu ozářené plochy.

Následně je na místo přičtena dávka, kterou bylo místo během scény ozářeno. Dostupná zpráva ze skiaskopického systému již obsahuje informaci o dávce na kůži. Ta je vypočítána z podrobnějších dat, která jsou uložena v DICOM formátu jednotlivých scén a zpráva je kompilátem celkové studie.

Vhodným grafem pro zobrazení dat sestávajících z pozice v prostoru a hodnoty veličiny je teplotní mapa. [17] V klinické praxi je zásadní čitelnost grafu. Je tedy zvýrazněna hodnota maximální dávky na kůži a barevná škála je statická, aby bylo možné porovnávat jednotlivé mapy mezi sebou.

Z pohledu národních radiologických standardů jsou jako incident vyžadující další prošetření označovány případy, ve kterých byla překročena jedna, nebo více z následujících hodnot:

- Dávka v intervenčním referenčním bodě  $> 5$  Gy
- Součin kerry a plochy  $> 500$  Gy/cm<sup>2</sup>
- Skiaskopický čas  $> 60$  min

Při šetření je zjišťována skutečná maximální dávka na kůži pacienta a přibližná poloha tohoto místa. Poté je podle zjištěné maximální dávky zvolen další postup. [5]

- Maximální dávka na kůži  $< 2$  Gy
  - Pacient není informován. Nízká pravděpodobnost výskytu poškození.
- Maximální dávka na kůži  $2 - 5$  Gy
  - Pacient je poučen, že v případě obtíží by měl kontaktovat příslušné kardiologické pracoviště. Možný výskyt kožního erytému.
- Maximální dávka na kůži  $5 - 10$  Gy
  - Pacient je poučen o možné lokalizaci poškození, aby se mohl kontrolovat a v případě obtíží kontaktovat příslušné kardiologické pracoviště. Zároveň je informován ošetřující lékař.
- Maximální dávka na kůži  $10 - 15$  Gy
  - Pacient je poučen a sledován. Zároveň je informován kožní i ošetřující lékař. Je zahájena profylaktická léčba kvůli možné infekci. Poškození se projevuje bolestivě.
- Maximální dávka na kůži  $> 15$  Gy
  - Pacient je poučen a sledován. Zároveň je informován kožní i ošetřující lékař. Je zahájena profylaktická léčba kvůli možné infekci. Poškození se projevuje bolestivě a může přejít v ulceraci, nebo až nekrózu.

## 5. PRAKTICKÁ ČÁST

Tato a následující kapitola se věnují vývoji aplikace pro simulaci a rekonstrukci skiaskopického ozařování. Implementace nástroje pro mapování dávky vycházející ze skiaskopických dat slouží jako ověření konceptu pro hodnocení využitelnosti v praxi.

Data získaná z FN Hradec Králové obsahovala 17 anonymizovaných záznamů skiaskopického zobrazování v intervenční kardiologii. Z těchto bylo 16 v zado-předním zobrazení a pouze jeden v zobrazení předozadním. Během všech výkonů byla rentgenka ve vzdálenosti 60 cm od kůže pacienta. Vzdálenost mezi ohniskem rentgenky a detektorem se pohybovala v rozmezí od 102 do 120 cm. Hodnota zvětšení obrazu byla udávána v procentech v rozmezí od 136 do 160. Nejvyšší úhel natočení v rovině kranio-kaudální ve směru k hlavě byl  $31^\circ$  a k nohám  $36^\circ$ . V pravo-levé (Right/Left Anterior Oblique = RAO/LAO) rovině byl nejvyšší úhel natočení  $91^\circ$ . Velikost použitého detektoru nabývala hodnot 16, 20, 26 a 39 cm, přičemž nejčastější byla velikost 26. Nejdelší skiaskopický čas byl 101 minut a byl rozdělen do 110 scén. Dávka na scénu byla různá v řádu jednotek mGy po 140 mGy. Nejvyšší celková dávka na kůži byla 9208 mGy. Součástí 4 záznamů byly biometrické údaje: váha, výška a velikost povrchu těla pacienta.

Při prohlídce těchto dat byla odhalena korelace mezi vzdáleností rentgenky od detektoru a zvětšením. Následně byla potvrzena kauzální závislost s ohledem na způsob fyzikálního zvětšení, a proto nebyl při mapování parametr zvětšení využit. Kvůli vzájemné srovnatelnosti výsledných teplotních map byly z důvodu nekompletních dat opomenuty známé biometrické údaje po personalizaci modelu.

Z teorie vycházejí následující nároky na teplotní mapu a model:

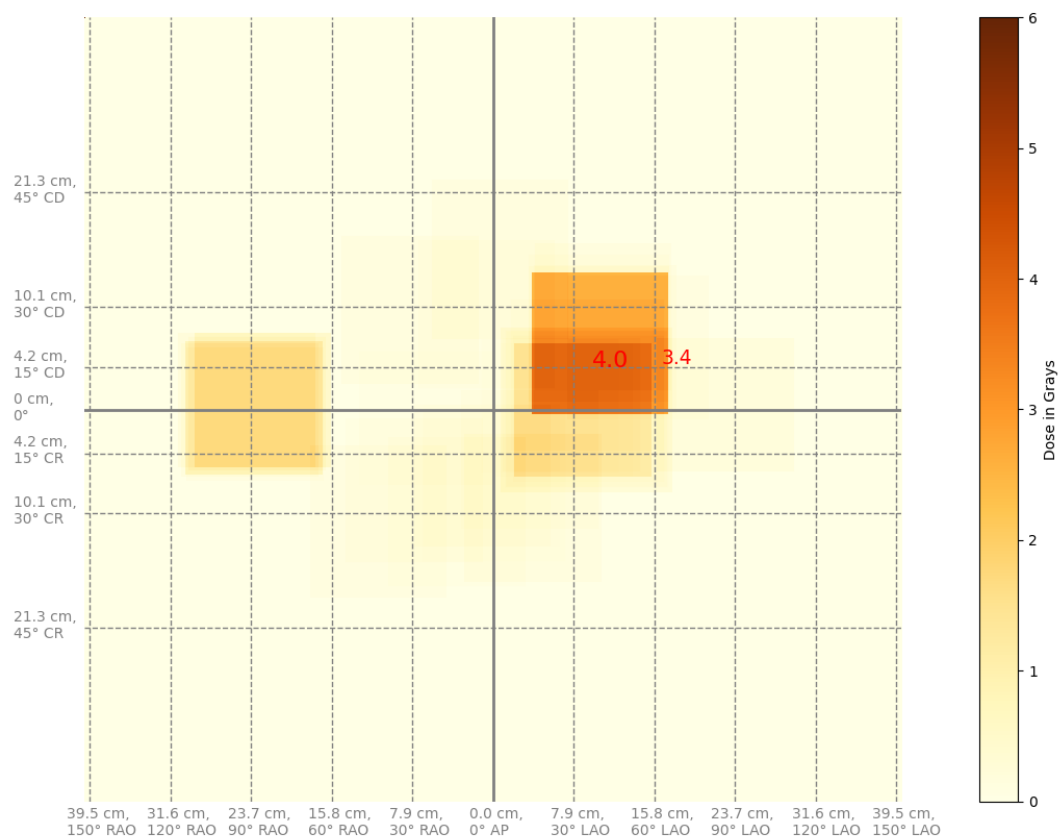
- prostorové rozlišení
- hodnotové rozlišení
- srovnatelnost modelu s pacientem
- variabilita modelu

Pro první prototypování jsem zvolil prostředí Python pro jeho všestrannost a široké spektrum dostupných modulů. Využil jsem knihovny Matplotlib, která obsahuje nástroje pro vizualizaci dat a Numpy, jež usnadňuje práci s maticemi. [18], [19]

### 5.1 Planární model

Prvotním záměrem bylo zobrazení dat v matici, která by v jednotlivých polích obsahovala hodnotu absorbované dávky v daném místě. Matice by byla doplněna barevnou škálou.

U tohoto modelu byla snaha o tradiční vzhled teplotní mapy, tedy ve dvou rozměrech. Model zde představuje rozvinutý plášť válce simulující trup pacienta (viz Obrázek 8). Výhodou je, že ke konstrukci není potřeba znát žádné parametry ohledně pacientovy konstituce a také vhodnost klasických obrazových formátů pro uložení vzniklé mapy.



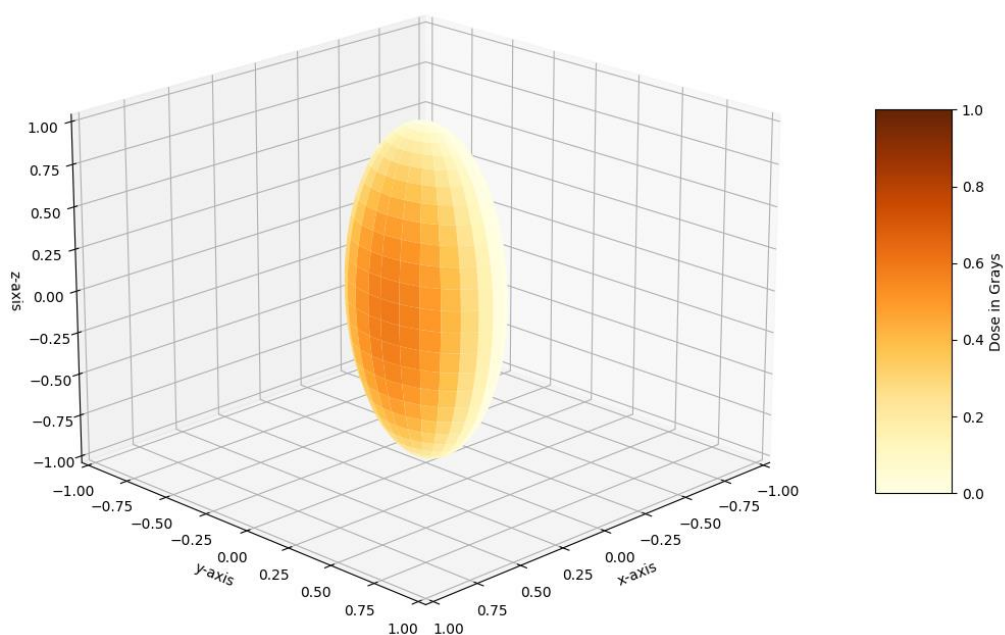
**Obrázek 7: Teplotní mapa vzniklá z planárního modelu [7]**

Nedostatkem tohoto modelu je absence pacientovy siluety, což ztěžuje orientaci v přesném umístění dávek. Nabízí se zde paralela mapy a glóbusu, kde dochází ke zkreslení ve velikosti ploch mimo střed.

Prostý 2D model, který je sice dobře čitelný, ale jeho použitím vnášíme do systému dodatečné nepřesnosti, není možné v praktickém použití tolerovat. Pro skutečnou využitelnost modelu je nutné výsledná data reprezentovat ve 3D. Proto jsem se rozhodl 2D model nahradit novým řešením kompletně ve 3D.

## 5.2 Prostorový model

Z důvodu zlepšení orientace a eliminace umělých nepřesností ve vzniklé mapě byl dalším logickým krokem přechod do 3D. Tento model byl zamýšlen jako složenina několika prostorových těles, jejichž proporce by byly proměnné v závislosti na konstituci pacienta. Nízké prostorové rozlišení a obtížnost tvorby komplexních těles vedly k zavrnutí tohoto modelu.



**Obrázek 8: Ilustrační obrázek prostorového modelu [8]**

Nízké prostorové rozlišení a obtížnost tvorby komplexních těles vedly k zavrnutí tohoto modelu. Manuální modelování modelu podobného lidskému tělu je náročné a mimo rozsah této práce a proto jsem se rozhodl převzít již fungující modul, sloužící tomuto účelu.

## 6. ZMĚNA PROSTŘEDÍ

Z důvodu obtížné práce ve třech rozměrech v Python3 jsem se rozhodl použít vhodnější prostředí. Vybral jsem Unity, protože je volně dostupné, uživatelsky velmi vstřícné, disponuje dobrými nástroji pro práci ve 3D a existuje pro něj velké množství pluginů. [20]

Unity se běžně využívá k vývoji her, ale je v něm možné provádět i simulace. Základní stavební jednotkou v Unity je scéna, která obsahuje objekty, jež mezi sebou pomocí svých komponent interagují. Příkladem takových komponent může být velikost, natočení nebo materiál objektu, ale především také skriptem popsané chování.

Nativním jazykem v Unity je C#. Tento jazyk je objektově orientovaný. Specifikem při práci v Unity je používání funkcí „start“ a „update“. Start obsahuje tu část kódu, která se má provést při iniciaci objektu s tímto skriptem. Naproti tomu update se provádí kontinuálně v tzv. framech po dobu existence objektu.

Scéna, kterou jsem vytvořil pro simulaci skiaskopického zobrazování a následné mapování, se skládá ze tří hlavních objektů – rentgenky, pacienta a detektoru. Tyto objekty jsou vybaveny komponentami, které odpovídají jejich skutečnému a pro mapování relevantnímu chování.

Rentgenka se pohybuje v prostoru okolo pacienta po kulové ploše do úhlů zadaných ve vstupních datech. V momentě, kdy dosáhne cílového umístění, tak proběhne simulované snímkování proti detektoru.

Model pacienta je před mapováním možno manuálně upravit, aby co nejlépe odpovídal skutečným rozměrům pacienta.

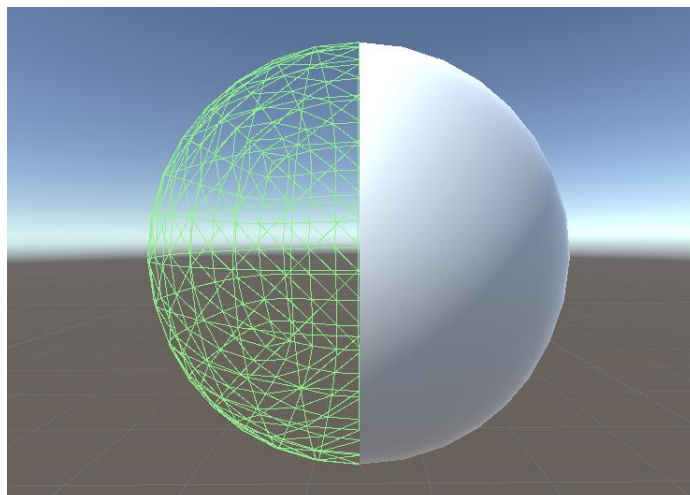
Detektor zrcadlí pohyb rentgenky a jeho velikost je proměnlivá, podle velikosti zadané v datech.

### 6.1 Pacientský model

Povrchy objektů v Unity jsou tvořeny z trojúhelníků a vrcholů. Trojúhelník je základní element plochy, který je ohraničen třemi vrcholy. Vrchol je definován svojí pozicí v prostoru a příslušností k trojúhelníkům, kterých může být i více. Detailnost povrchu je přímo úměrná počtu trojúhelníků a vrcholů (viz Obrázek 10).

Viditelný povrch je rozhodující pro vzhled objektu. Lze měnit jeho materiál, barvu a jiné.

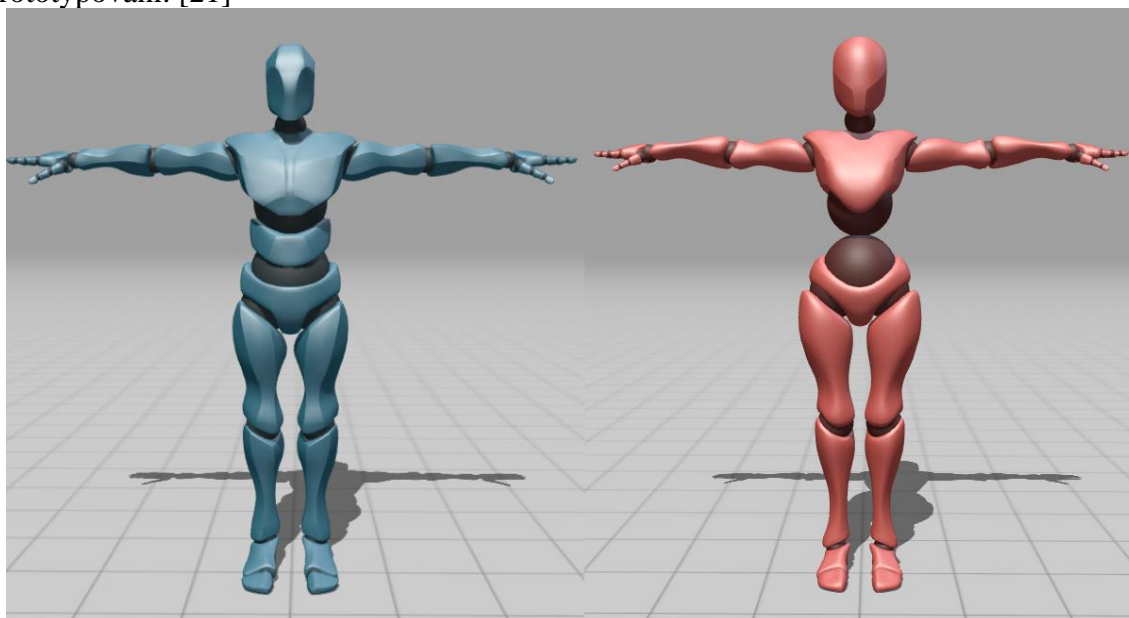
Kolizní povrch zodpovídá za fyzické interakce objektu s ostatními. Představuje tak jakési výpočetní ohraničení objektu v prostoru, a proto by se měl ideálně překrývat s viditelným povrchem. V případě mnoha objektů interagujících mezi sebou by ovšem detailní povrchy vedly k vysoké výpočetní náročnosti, proto je v této oblasti tendence zjednodušovat povrchy. V tomto konkrétním případě je ale jediným objektem vybaveným kolizním povrchem model pacienta a navíc je na detailnosti obou povrchů závislá přesnost mapování. Proto je zde výhodné mít oba povrchy modelu co možná nejdetailejší.



**Obrázek 9: Porovnání kolizního povrchu (vlevo) a viditelného povrchu (vpravo) [9]**

Tvorba modelu postavy spočívá v modelování povrchu, přidání textur a nastavení kostry postavy – tzv. rigging. Dále může zahrnovat modelování oblečení, nebo vlasů a animování (od celkového postoje, nebo pohybu po jemnou mimiku).

Pro účely práce jsem se z důvodu složitosti tvorby 3D modelů postav a poměrně malému vlivu na výsledné mapování rozhodl využít modely z volně dostupné knihovny Mixamo od Adobe. Ta obsahuje kompletní modely postav včetně textur a kostry. Zároveň jsou zde dostupné animace nasnímané pomocí motion-capture technologie, které jsou kompatibilní se všemi postavami. Na práci jsem využil dva z dostupných modelů: Y Bot a X Bot (viz Obrázek 11). Tyto jsem zvolil pro jejich generičnost a tím vhodnost k prototypování. [21]



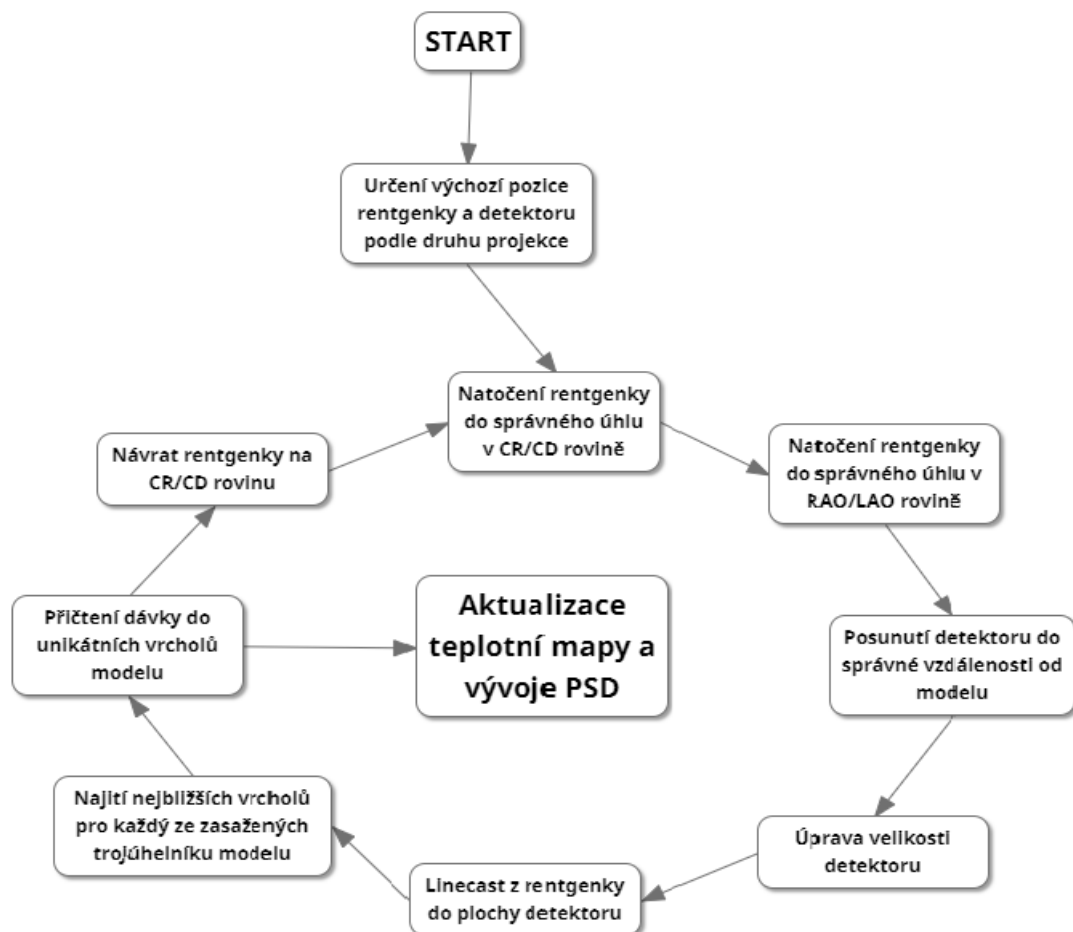
**Obrázek 10: Použité modely Y Bot (vlevo) a X Bot (vpravo) [10]**

## 6.2 Rentgenka a detektor

Tyto dva objekty pracují v tandemu, proto je jejich pohyb současně řízen jedním skriptem. Na začátku mapování je určena výchozí pozice obou objektů podle směru projekce (AP/PA), jejich vzájemné vzdálenosti (SID) a vzdálenosti rentgenky od modelu (SSD). Poté probíhá cyklus, ve kterém jsou postupně procházeny jednotlivé skiaskopické scény a realizováno mapování (viz Obrázek 12).

Prvním krokem je posun po kulové ploše do odpovídajícího úhlu v rovině CR/CD. Ten je realizován pomocí funkce RotateAround, ta rotuje objektem kolem středu otáčení (střed hrudníku pacienta) v určeném směru (vypočítán podle úhlu natočení v minulém kroku cyklu). Dosažení žádoucího úhlu je zajištěno funkcí Angle, která měří úhel vytyčený třemi body (výchozí pozice rentgenky/detektoru, střed hrudníku a aktuální pozice rentgenky/detektoru). Poté je stejným způsobem nastaven úhel v rovině RAO/LAO.

Následně je detektor přiblížen, nebo oddálen od pacienta do vzdálenosti odpovídající rozdílu SID a SSD. Zároveň je upravena jeho velikost a adaptován počet detektorových elementů v rastru odpovídající rozlišení  $1/\text{cm}^2$ . Toto rozlišení je zvoleno s mírným přebytkem s ohledem na detailnost povrchu modelu a výpočetní náročnost.



Obrázek 11: Schéma vývojového diagramu programu [11]

Nejdůležitější funkcí pro fungování celého mapování je LineCast. Tato funkce promítne polopřímku ze zdroje v určitém směru a detekuje průniky s kolizními povrchy. Ty poté vrací jako tzv. zásahy, ze kterých je možno zjistit zasažený objekt, pozici na něm a další informace. Zde jsou tzv. paprsky směřovány z detektoru do jednotlivých elementů detektoru. Pro každý zásah do modelu je z jeho pozice dopočítán nejbližší vrchol v daném trojúhelníku. Z důvodu nadbytku detektorových elementů je část vrcholů označena vícekrát, přičemž ty jsou odebrány, aby nedošlo ke zkreslené kumulaci dávky. Do unikátních vrcholů je pak přičtena hodnota odpovídající dávce na kůži v dané skiaskopické scéně. Kumulativní dávka se zobrazuje na modelu pomocí barevné změny jednotlivých vrcholů podle přednastavené barevné škály.

Nakonec jsou rentgenka i detektor vráceny do výchozí pozice a připraveny na mapování další scény.

V rámci urychlení procesu mapování je najednou uvedeno do chodu několik instancí párů rentgenka-detektor, každý zobrazující jinou skiaskopickou scénu.

## 6.3 Hlavní menu

Hlavní menu slouží jako rozcestník pro ovládání programu. Obsahuje přehlednou strukturu s několika podnabídkami – „Data“, „Inspect“, „Settings“ a „Tutorial“ (viz Obrázek 12).

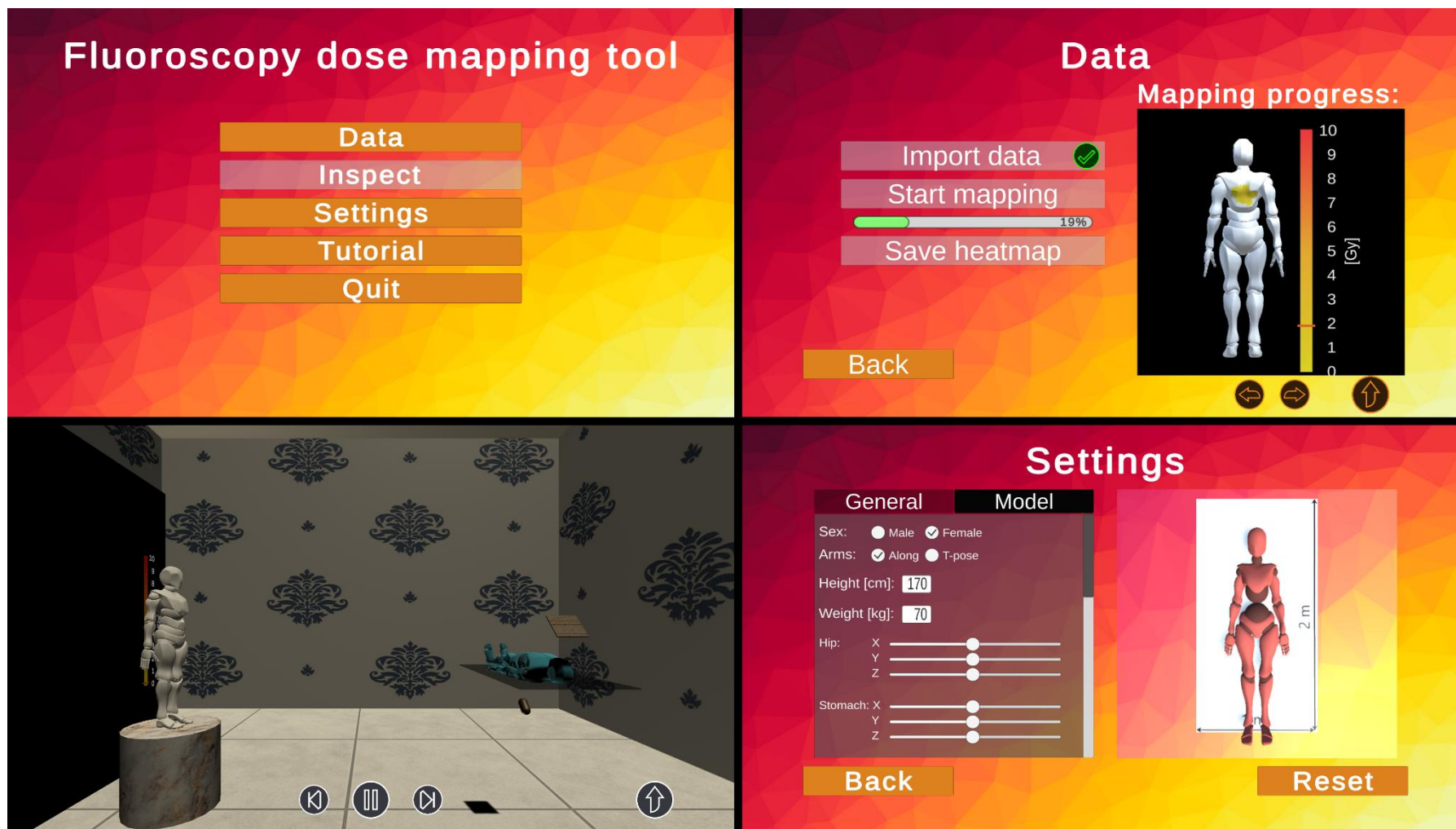
Menu Data obsahuje náhled na model použitý k mapování a skupinu tlačítek, které uživatele provedou postupem tvoření mapy. Prvním krokem je načtení csv souboru, který obsahuje záznam o průběhu skiaskopického zobrazování. Pro využití klasického průzkumníka souborů při načítání dat jsem využil skript umístěný uživatelem SrejonKhan na GitHub [22]. Poté je možno dalším tlačítkem začít proces mapování. Tím se původní náhled na model nahradí modelem ukazujícím aktuální stav mapování a zároveň se zobrazí ukazatel průběhu mapování. S modelem může uživatel v tuto chvíli otáčet a pozorovat tak pořadí a umístění jednotlivých skiaskopických scén na kůži pacienta. Zároveň je možno jiným tlačítkem zobrazit graf vývoje PSD v operačním čase. Po skončení procesu mapování si uživatel posledním tlačítkem vybere cestu, kam se uloží dva snímky modelu a csv soubor s daty k vykreslení vývoje PSD v tabulkovém procesoru.

Nabídka Inspect je při vstupu do programu nepřístupná. Přístup do ní se umožní po načtení dat v nabídce Data. Po výběru této nabídky je pohled přenesen do místnosti, která obsahuje všechny objekty související s mapovacím procesem. Jedná se o jakýsi náhled dovnitř programu a slouží jako kontrola při pochybnostech o správnosti mapování. Zde má uživatel možnost pozastavovat čas a měnit pohled mezi několika stanovišti hlavních objektů pro mapování. To mu dovoluje ověřit průběh mapování a chování objektů během něho. Odchod z této nabídky je umožněn pomocí klávesy Esc.

V nabídce Settings jsou obsaženy možnosti pro úpravu modelu a náhled na něj. První možností je výběr pohlaví modelu. Dále je zde pozice rukou modelu během mapování podél těla, nebo v upažení. Poté se nastavuje velikost modelu prostřednictvím výšky a váhy nebo je zde možnost manuálního upravení jednotlivých částí pomocí posuvníků.

Tutorial obsahuje návod pro práci s programem, informace o jeho fungování a příklad vstupních i výstupních dat.

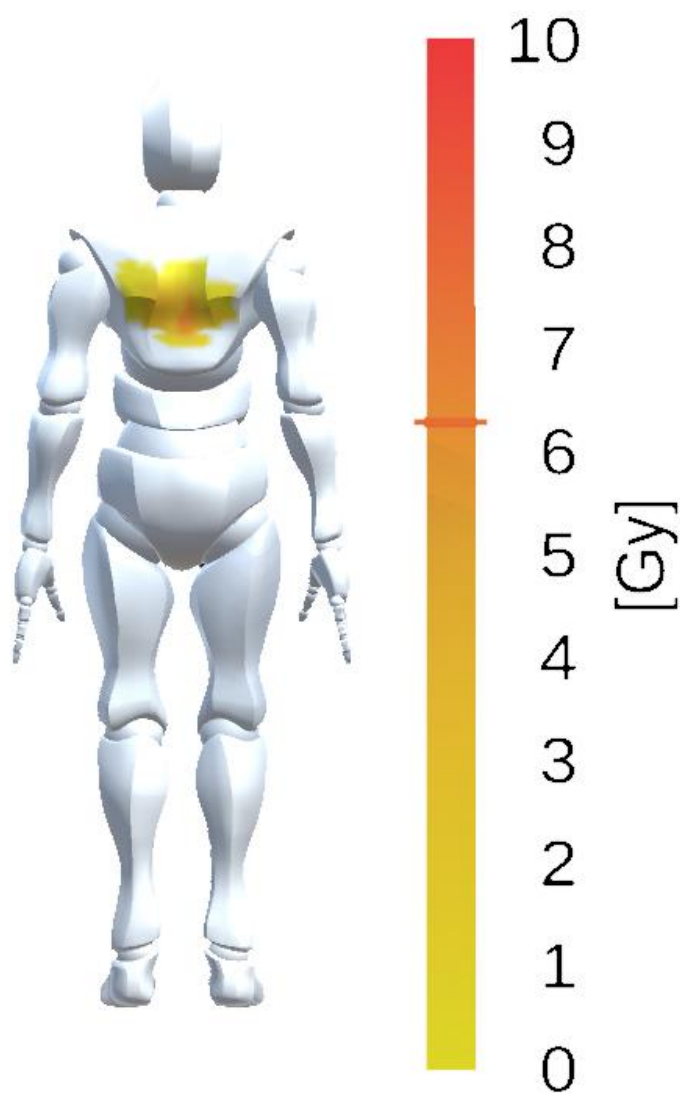




Obrázek 12: Přehled nabídek nástroje (Hlavní menu, Data, Inspect a Settings) [12]

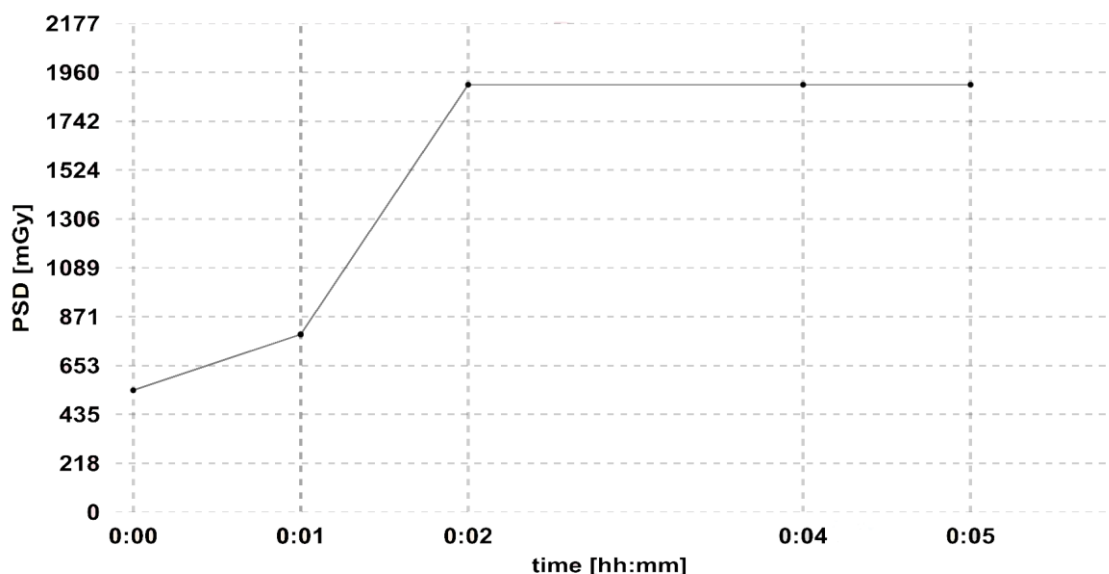
## 7. ZHODNOCENÍ VÝSTUPŮ

Na výstupu programu jsou dva obrázky ve formátu png obsahující teplotní mapu z pohledu zepředu a zezadu s barevně zvýrazněnými plochami podle dávky obdržené v daném místě (viz Obrázek 13) a tabulka s vývojem nejvyšší kumulované dávky na kůži (=Peak Skin Dose) v operačním čase ve formátu csv (viz Obrázek 14).



**Obrázek 13: Teplotní mapa na výstupu programu (přebarvené pozadí, kvůli tisku) [13]**

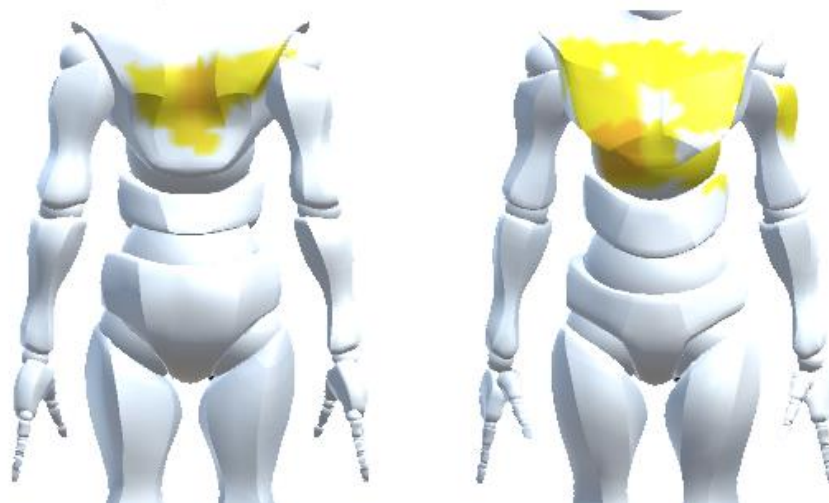
Z teplotní mapy je možno lokalizovat ozářené oblasti a podle barevné škály určit míru absorbované dávky.



**Obrázek 14: Vývoj PSD v čase operace (graf v programu) [14]**

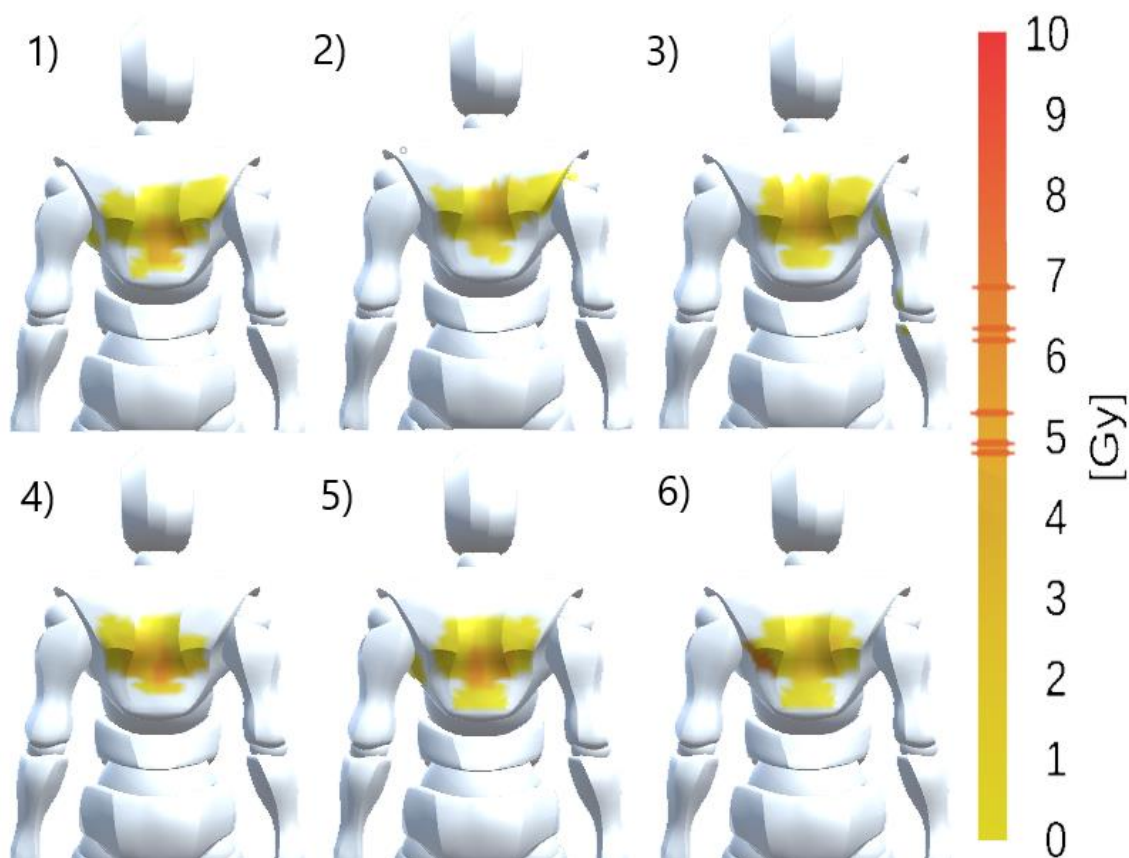
Na vývoji PSD je každá skiaskopická scéna zobrazena bodem v daném čase a konkrétní hodnotou absorbované dávky v mGy. Graf je aktualizován během procesu mapování.

Při porovnání zákroků s podobnou celkovou dávkou na kůži, ale různým směrem zobrazení je možno pozorovat větší ozářenou plochu u AP zobrazení (viz Obrázek 15).



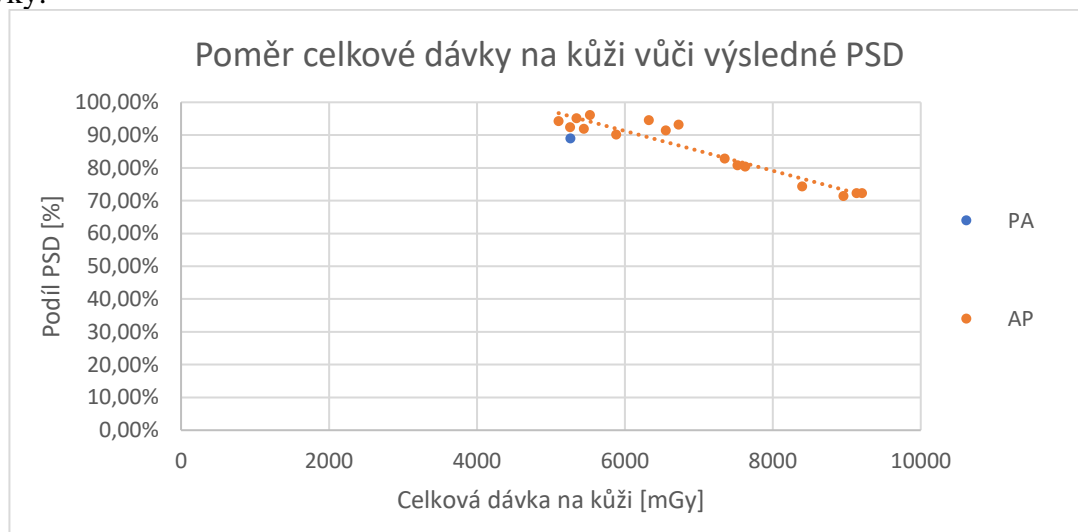
**Obrázek 15: Porovnání teplotních map u různého zobrazení (PA vlevo, AP vpravo) [15]**

Dále při srovnání teplotních map u výkonů s různou celkovou dávkou na kůži při PA zobrazení je zřetelný charakter ozářené plochy ve tvaru písmene „T“. Zároveň je zde viditelná závislost mezi celkovou dávkou na kůži ve vstupních datech a výslednou hodnotou PSD (viz. Obrázek 16).



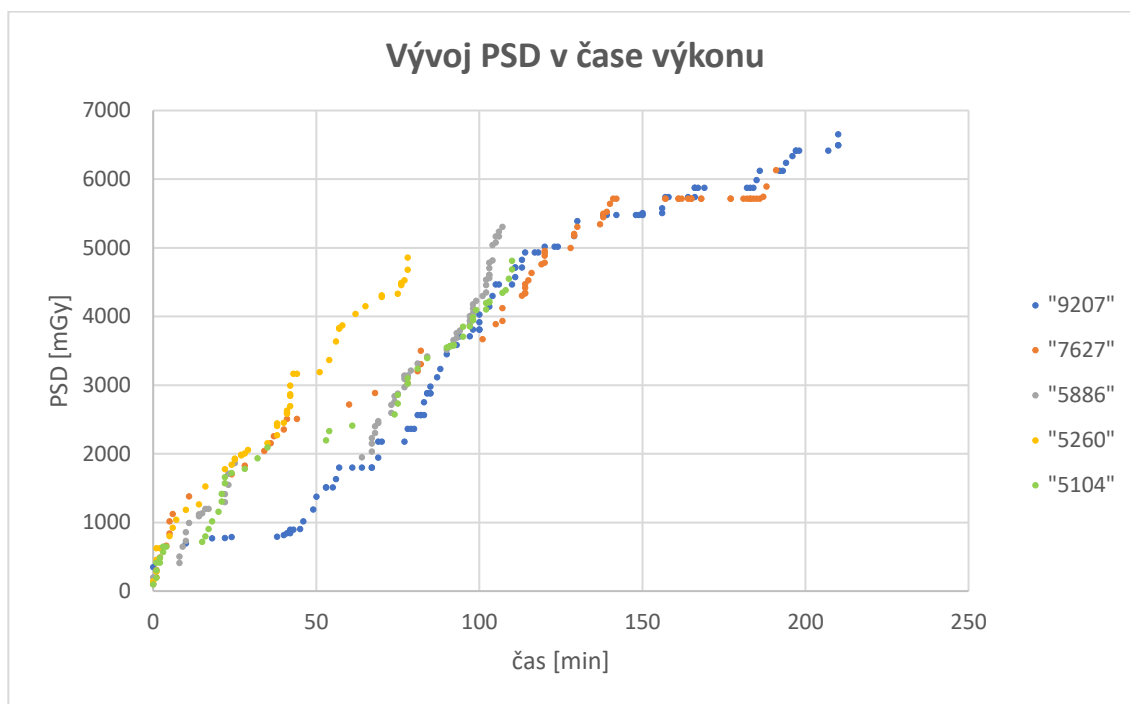
**Obrázek 16: Srovnání teplotních map u zákroků se vzestupně seřazenou celkovou dávkou na kůži a PSD (1-6) [16]**

Ačkoliv výsledná hodnota PSD roste s celkovou dávkou na kůži, dochází ke změně poměru těchto metrik (viz Obrázek 17). To naznačuje, že při „náročnějších“ zákrocích (vyšší celková dávka na kůži) je více ozařováno i okolí místa nejvyšší dávky. Toto může být způsobeno potřebou zobrazování pod jinými úhly při komplikovaném zákroku nebo reakcí personálu na upozornění o již absorbované dávce a jeho snaze o rozptřeni dávky.



**Obrázek 17: Graf znázorňující podíl PSD vůči celkové dávce [17]**

Ze strmosti spojnic mezi body lze usuzovat na opakované zobrazování/ozařování stejného místa. Naopak dlouhé mezery mezi scénami jsou pravděpodobně umožněny díky funkci „last image hold“ (viz Obrázek 18). Při analýze tohoto vývoje vůči standardnímu intervenčnímu postupu by bylo možné zjistit při kterých činnostech (zavedení nástrojů, katetrizace, pooperační kontrola) dochází k nejvyššímu nárůstu PSD a podle toho případně optimalizovat „dávkové hospodaření“ v rámci operace.



**Obrázek 18: Porovnání vývoje PSD mezi několika zákroky o různé celkové dávce na kůži [18]**

## 8. DISKUSE

Práce vznikala ve spolupráci s FN Hradec Králové. Na základě požadavku této instituce jsem implementoval záznam vývoje PSD, který je i na výstupu programu. Zároveň jsme diskutovali o podobě barevného značení teplotní mapy. Původně byla stupnice navržena s barevně odlišenými segmenty podle závažnosti dané absorbovanou dávkou v konkrétním místě (kapitola 4.4). Pro snadnější orientaci byla nakonec použita spojitá stupnice rozlišující hodnotu pouze podle odstínu. Pozůstatkem tohoto je částečně upravitelná barevná stupnice v nastavení, která zlepšuje přístupnost nástroje.

Jelikož systém pouze zpracovává data ze skiaskopické zprávy a některá biometrická data o pacientovi, nevzniká zde žádné přímé nebezpečí pro pacienta. Riziko ovšem může spočívat v nesprávné diagnóze a následném postupu na základě chybně vytvořené teplotní mapy či vývoje PSD. K vyvarování se takové situace slouží kontrolní mód v záložce „Inspect“, pomocí něhož je možno ověřit správnost mapování, případně zkontrolovat vstupní data, nebo nebrat výstupy v úvahu při plánování péče o pacienta.

Nedostatek spočívá v testování programu pouze na datech, která byla označena jako incident (kapitola 4.4) a jsou tudíž zatížena zkreslením. Pro fungování programu to nepředstavuje překážku, naopak spíše užitek, a to z důvodu výskytu extrémních hodnot. Při vyvozování výsledků to ovšem představuje značný problém. Zaprvé tato data představují malou část z celkového počtu provedených výkonů a zadruhé jsou nevypovídající o celkových vlastnostech souboru. Na druhou stranu program není určený k analyzování tendencí používání záření během zákroků, ale ke zhodnocení možného rizika pro pacienta po konkrétním výkonu.

Program je možno využít pro mapování i na dalších klinických pracovištích u různých skiaskopických výkonů např. při vyšetření gastrointestinálního traktu nebo močových cest. Nutná by byla pouze úprava umístění centra otáčení pro rotaci rentgenky a detektoru. Na druhou stranu při těchto vyšetřeních zdaleka nedochází k absorpci klinicky významných dávek, a proto zde mapování, až na výjimečné případy postrádá smysl.

## 9. ZÁVĚR

V teoretické části je popsána skiaskopická soustava a parametry jejího nastavení mající vliv na výsledné ozáření pacienta. Další kapitola pokračuje riziky spojenými s ozářením a možnostmi ochrany před nimi. Závěr teorie se věnuje způsobům zjištění míry a rozložení absorbované dávky na kůži pacienta.

Praktická část obsahuje návrh a realizaci systému pro mapování dávky obdržené pacientem při skiaskopicky naváděném zákroku na povrch modelu. Výsledkem je nástroj, který na výstupu poskytuje teplotní mapu, v níž jsou vyznačena místa a zároveň zaznamenány jak příslušná míra absorbované dávky na 3D konfigurovatelném antropomorfním modelu, tak vývoj nejvyšší kumulované dávky na kůži během zákroku.

Rozšířením práce by mohla být úprava systému pro práci v reálném čase (během samotného zákroku) se zakomponovaným upozorněním pro operační personál a pro počítání orgánové dávky. Pro první rozšíření by bylo potřeba vytvořit rozhraní pro komunikaci se skiaskopickým přístrojem, které by umožňovalo načítání dat o jednotlivých skiaskopických scénách ihned po jejich uskutečnění.

Druhé rozšíření by vyžadovalo podrobnější antropomorfní model s odlišenými orgány i tkáněmi a implementaci pravděpodobnostního modelu pro chování rentgenového paprsku uvnitř tkáně, kde by docházelo k různým interakcím v závislosti na jejím druhu a tloušťce.

Na závěr práce jsem se snažil o představení stabilního prototypu na klinickém pracovišti a ačkoliv byl průběh vývoje konzultován, nebylo možné získat zpětnou vazbu na finální prototyp do termínu odevzdání této práce. Průběžná zpětná vazba na samotný koncept a možnosti aplikace, zvláště pak na konfigurovatelnost antropomorfního modelu, byla kladná.

# Literatura

- [1] Stručný přehled údajů z Národního kardiochirurgického registru 2007–2019. NZIS Report č. R01 (09/2020), s. 10 [online]. [cit. 2021-1-05]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/res/f/008316/nzis-rep-2020-r01-nkr-kardiochirurgicke-operace-2019.pdf>
- [2] TOPOL, Eric J. Textbook of interventional cardiology. 5th ed. Philadelphia, Pa.: Elsevier Saunders, 2008. ISBN 978-1-4160-4835-0.
- [3] SÚKUPOVÁ, L. Možnosti snížení dávek rentgenového záření pacientům a lékařům v intervenční kardiologii. Solen, 2015, vol. 14, iss. 4, p. 158-163.
- [4] Radiation [online]. Elsevier, 2019 [cit. 2020-11-20]. ISBN 9780444639790. Dostupné z: doi:10.1016/C2016-0-02609-8
- [5] Ministerstvo zdravotnictví České Republiky. Věstník MZČR. č. 13/2017. 15.12.2017 [online] Dostupné z: <https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/wepub/14605/36101/V%C4%9Bstn%C3%ADk%20MZ%20%C4%8CR%2013-2017.pdf> [cit. 2021-04-19]
- [6] MAHESH, Mahadevappa. Fluoroscopy: Patient Radiation Exposure Issues. RadioGraphics [online]. 2001, 21(4), 1033-1045 [cit. 2020-11-24]. ISSN 0271-5333. Dostupné z: doi:10.1148/radiographics.21.4.g01jl271033
- [7] LUSIC, Hrvoje a Mark W. GRINSTAFF. X-ray-Computed Tomography Contrast Agents. Chemical Reviews [online]. 2013, 113(3), 1641-1666 [cit. 2021-5-13]. ISSN 0009-2665. Dostupné z: doi:10.1021/cr200358s
- [8] YAMAMOTO, Megumi, Yasuhiko OKURA, Masaharu ISHIHARA, Masayuki KAGEMOTO, Kengo HARADA a Takayuki ISHIDA. Development of Digital Subtraction Angiography for Coronary Artery. Journal of Digital Imaging [online]. 2009, 22(3), 319-325 [cit. 2021-5-13]. ISSN 0897-1889. Dostupné z: doi:10.1007/s10278-008-9108-1
- [9] CITRIN, Deborah E. a James B. MITCHELL. Mechanisms of Normal Tissue Injury From Irradiation. Seminars in Radiation Oncology [online]. 2017, 27(4), 316-324 [cit. 2020-11-20]. ISSN 10534296. Dostupné z: doi:10.1016/j.semradonc.2017.04.001
- [10] JOHNSON, Perry B., David BORREGO, Stephen BALTER, Kevin JOHNSON, Daniel SIRAGUSA a Wesley E. BOLCH. Skin dose mapping for fluoroscopically guided interventions. Medical Physics [online]. 2011, 38(10), 5490-5499 [cit. 2020-11-20]. ISSN 00942405. Dostupné z: doi:10.1118/1.3633935
- [11] MALCHAIR, Françoise, Jérémie DABIN, Marine DELEU, Marta Sans MERCE, Olivera Ciraj BJELAC, Aoife GALLAGHER a Carlo MACCIA. Review of skin dose calculation software in interventional cardiology. Physica Medica [online]. 2020, 80, 75-83 [cit. 2020-12-15]. ISSN 11201797. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejmp.2020.09.023



- [12] SINGER, Gordon. Occupational Radiation Exposure to the Surgeon. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* [online]. 2005, 13(1), 69-76 [cit. 2021-01-05]. ISSN 1067-151X. Dostupné z: doi:10.5435/00124635-200501000-00009
- [13] SAILER, Anna M., Leonie PAULIS, Laura VERGOOSSEN, Joachim E. WILDBERGER a Cécile R.L.P.N. JEUKENS. Optimizing Staff Dose in Fluoroscopy-Guided Interventions by Comparing Clinical Data with Phantom Experiments. *Journal of Vascular and Interventional Radiology* [online]. 2019, 30(5), 701-708.e1 [cit. 2020-11-20]. ISSN 10510443. Dostupné z: doi:10.1016/j.jvir.2018.11.019
- [14] WEBSTER, John G., ed. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* [online]. Hoboken, NJ, USA: John Wiley, 2006 [cit. 2021-5-11]. ISBN 0471732877. Dostupné z: doi:10.1002/0471732877
- [15] Aquilina O, Grech V, Felice H, Debono J, Fenech A. Normal adult coronary angiography. *Images Paediatr Cardiol.* [online] 2006 Apr;8(2):1-16. PMID: 22368661; PMCID: PMC3232562. [cit. 2021-5-12]
- [16] OLCAY, Ayhan, Ekrem GULER, Ibrahim Oguz KARACA, Filiz KIZILIRMAK, Fatih E. OLGUN, Esra YENIPINAR a Dursun DUMAN. Comparison of fluoro and cine angiographic modes in coronary stenting procedure: A preliminary feasibility study. *International Journal of Cardiology* [online]. 2014, 177(2), 595-596 [cit. 2021-01-05]. ISSN 01675273. Dostupné z: doi:10.1016/j.ijcard.2014.08.144
- [17] YI, Mike, 2019, November 11. A complete guide to heatmaps, [online] <https://chartio.com/learn/charts/heatmap-complete-guide/>. [cit. 2021-1-04]
- [18] HARRIS, Charles R., K. Jarrod MILLMAN, Stéfan J. VAN DER WALT, et al. Array programming with NumPy. *Nature* [online]. 2020, 585(7825), 357-362 [cit. 2021-5-20]. ISSN 0028-0836. Dostupné z: doi:10.1038/s41586-020-2649-2
- [19] HUNTER, John D. Matplotlib: A 2D Graphics Environment. *Computing in Science & Engineering* [online]. 2007, 9(3), 90-95 [cit. 2021-5-20]. ISSN 1521-9615. Dostupné z: doi:10.1109/MCSE.2007.55
- [20] Unity Real-Time Development Platform | 3D, 2D VR & AR Engine [online]. [cit. 2021-5-5]. Dostupné z: <https://unity.com/>
- [21] Adobe Systems Incorporated. Mixamo [online]. 2021 [cit. 2021-5-12]. Dostupné z: <https://www.mixamo.com/#/>
- [22] SREJON, Khan. AnotheFileBrowser. GitHub [online]. [cit. 2021-5-26]. Dostupné z: <https://github.com/SrejonKhan/AnotherFileBrowser#srejon-khan>

## Zdroje ilustrací

- [1] Obr. 1 Stručný přehled údajů z Národního kardiochirurgického registru 2007–2019. NZIS Report č. R01 (09/2020), s. 6 [online]. [Cit. 05.01.2021]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/res/f/008316/nzis-rep-2020-r01-nkr-kardiochirurgicke-operace-2019.pdf>
- [2] Obr. 2 Radiation Safety. *Anesthesia KeyFastest Anesthesia & Intensive Care & Emergency Medicine Insight Engine* [online]. [Cit. 05.01.2021]. Dostupné z: <https://aneskey.com/radiation-safety/>
- [3] Obr. 3 Mahesh Mahadevappa. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. Fluoroscopy: Patient Radiation Exposure Issues. *Imaging & Therapeutic Technology* 21, 4 (2001), s. 1042 [online]. [Cit. 05.01.2021]. Dostupné z: <https://sites.google.com/site/uflrad/guidelines/dose-reduction-techniques>
- [4] Obr. 4 Comparison of exposure doses in daily life. *Ministry of the Environment Government of Japan* [online]. [Cit. 05.01.2021]. Dostupné z: [https://www.env.go.jp/en/chemi/rhm/portal/digest/travel/detail\\_006.html](https://www.env.go.jp/en/chemi/rhm/portal/digest/travel/detail_006.html)
- [5] Obr. 5 Vlastní dílo autora
- [6] Obr. 6 David G O'Brien, Image intensifier basics and nomenclature, Medmastery [online]. [Cit. 23.05.2021]. Dostupné z: <https://www.medmastery.com/magazine/image-intensifier-basics-and-nomenclature-sneak-preview-3>
- [7] Obr. 7 Vlastní dílo autora
- [8] Obr. 8 Vlastní dílo autora
- [9] Obr. 9 Vlastní dílo autora
- [10] Obr. 10 Vlastní dílo autora
- [11] Obr. 11 Vlastní dílo autora
- [12] Obr. 12 Vlastní dílo autora
- [13] Obr. 13 Vlastní dílo autora
- [14] Obr. 14 Vlastní dílo autora
- [15] Obr. 15 Vlastní dílo autora
- [16] Obr. 16 Vlastní dílo autora
- [17] Obr. 17 Vlastní dílo autora
- [18] Obr. 18 Vlastní dílo autora